

Aus der Klinik für Orthopädie des  
Centrums für Muskuloskeletale Chirurgie  
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Magnetresonanztomographische Analyse der  
endoprothetisch relevanten Kniegelenksanatomie

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Saskia Mehlhorn

aus Querfurt

Gutachter/in:      1. Priv.-Doz. Dr. med. G. Matziolis  
                                 2. Priv.-Doz. Dr. med. R. Hube  
                                 3. Priv.-Doz. Dr. med. D. Kendoff

Datum der Promotion: 24.02.2012

---

# Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis .....	I
Abbildungsverzeichnis .....	II
Tabellenverzeichnis .....	III
Abkürzungen und Formelzeichen .....	IV
1 Einleitung .....	1
1.1 Endoprothetik des Kniegelenks .....	1
1.2 Kinematik des Kniegelenks .....	2
1.3 Anatomie und Funktion des hinteren Kreuzbandes .....	3
1.4 Tibiale Resektion .....	4
1.5 Techniken zum Erhalt des hinteren Kreuzbandes .....	5
1.6 Rotation der Tibiakomponente .....	6
1.7 Rotation der Femurkomponente .....	8
1.8 Das Posteriore Offset .....	10
1.9 Hypothesen .....	10
2 Material und Methoden .....	12
2.1 Patienten .....	12
2.2 MRT-Aufnahmetechnik .....	12
2.3 Datenerfassung .....	13
2.4 Methoden .....	17
2.4.1 HKB-Ansatz .....	17
2.4.2 Landmarken der Rotation des Tibiateils .....	19
2.4.3 Landmarken der Rotation des Femurteils .....	20
2.4.4 Posteriores Offset des Femurs .....	21
2.5 Statistik .....	22
3 Ergebnisse .....	23
3.1 Patientenkollektiv .....	23
3.2 Deskriptive Statistik .....	24
3.2.1 HKB-Ursprung und HKB-Ansatz .....	24
3.2.2 Rotation der Tibiakomponente - Landmarken .....	27
3.2.3 Rotation der Femurkomponente - Landmarken .....	28
3.2.4 Posteriores Offset des Femurs .....	30
3.3 Multifaktorielle, lineare Regression .....	34
3.3.1 Landmarken zur Tibiarotation .....	34
3.3.2 Landmarken zur Femurrotation .....	34
4 Diskussion .....	36
4.1 Das hintere Kreuzband .....	36
4.2 Rotation der Tibiakomponente .....	38
4.3 Rotation der Femurkomponente .....	40
4.4 Der Posteriore Offsetindex .....	41
4.5 Limitationen der Studie .....	42
5 Zusammenfassung .....	43
Danksagung .....	44
Eidesstattliche Erklärung .....	45
Lebenslauf .....	46
Literaturverzeichnis .....	47

---

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Bänder des rechten Kniegelenks bei Streckung und Beugung [8] .....	4
Abbildung 2: Tibiaresektion mithilfe eines Resektionsblocks, mit Steinemann-Nägeln am Tibiakopf fixiert .....	5
Abbildung 3: Tibiateil mit und ohne Aussparung .....	6
Abbildung 4: Ansicht Femur von distal [1] .....	9
Abbildung 5: Anatomische Darstellung des hinteren Kreuzbandes (Ursprung und Ansatz) .....	13
Abbildung 6: Darstellung der anatomischen Punkte des ant. Kortex, des Tibiaschafts und der Blumensaat'schen Linie .....	14
Abbildung 7: Schnitt durch medialen und lateralen femorotibialen Kontaktpunkt .....	15
Abbildung 8: Schnitt durch das Patellaband .....	16
Abbildung 9: Schnitt durch die Epikondylen .....	16
Abbildung 10: Schnitt durch die Tibia in Höhe des Fibulaköpfchens .....	17
Abbildung 11: Schematische Darstellung der magnetresonanztomographischen Schnittebenen und der darauf bestimmten Punkte .....	18
Abbildung 12: Resektion der Tibia .....	19
Abbildung 13: Tibiaquerschnitt in der Höhe des Fibulaköpfchens .....	20
Abbildung 14: Femurquerschnitt in der Höhe der Epikondylen .....	21
Abbildung 15: Definition der posterioren Offsetindizes .....	22
Abbildung 16: Häufigkeitsverteilung des Patientenalters .....	23
Abbildung 17: Häufigkeitsverteilung des tibialen Ansatzes vor der Resektion .....	25
Abbildung 18: Häufigkeitsverteilung des verbleibenden tibialen Ansatzes des HKB (absolut) .....	26
Abbildung 19: Häufigkeitsverteilung des verbleibenden tibialen Ansatzes des HKB (relativ) .....	26
Abbildung 20: Häufigkeitsverteilung des Abstandes vom tibialen HKB-Ursprung zum femoralen Ansatz .....	27
Abbildung 21: Häufigkeitsverteilung der ermittelten Winkel im Tibiaquerschnitt .....	28
Abbildung 22: Häufigkeitsverteilung der ermittelten Winkel im Femurquerschnitt .....	29
Abbildung 23: Häufigkeitsverteilung des Abstandes post. Femurkortex zu ant. Femurkortex med. ....	31
Abbildung 24: Häufigkeitsverteilung des Abstandes post. Femurkortex zu ant. Femurkortex lat. ....	31
Abbildung 25: Häufigkeitsverteilung des Abstandes post. Femurkondylus zu ant. Femurkortex med. ....	32
Abbildung 26: Häufigkeitsverteilung des Abstandes post. Femurkondylus zu ant. Femurkortex lat. ....	32
Abbildung 27: Häufigkeitsverteilung der posterioren Offsetindizes .....	33
Abbildung 28: Übereinstimmung der Messwerte mit den Vorhersagen aus dem gefundenen Modell zum Winkel $\gamma$ .....	34
Abbildung 29: Übereinstimmung der Messwerte mit den Vorhersagen aus dem gefundenen Modell zum Winkel $\delta$ .....	35

---

## **Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Deskriptive Statistik zum Patientenalter .....	23
Tabelle 2: Deskriptive Statistik zum HKB-Ursprung und -Ansatz.....	25
Tabelle 3: Deskriptive Statistik zu den ermittelten Winkeln im Tibiaquerschnitt .....	27
Tabelle 4: Deskriptive Statistik zu den ermittelten Winkeln im Femurquerschnitt.....	29
Tabelle 5: Deskriptive Statistik zu den Abständen zwischen femoralen Kortizes und Kondylen .....	30
Tabelle 6: Deskriptive Statistik zu den Offsetindizes .....	33

---

## Abkürzungen und Formelzeichen

1-37	erfasste Punkte
$a_1$	Abstand zwischen posteriorer Kortikalis und posteriorstem Punkt der medialen Femurkondyle
$a_2$	Abstand zwischen anteriorem Kortex und posterioren medialen Kondylenpunkt
$a_3$	Abstand zwischen posteriorer Kortikalis und posteriorstem Punkt der lateralen Femurkondyle
$a_4$	Abstand zwischen anteriorem Kortex und posterioren lateralen Kondylenpunkt
ant.	anterior
BQS	Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (Standarddatenformat)
$e_0$	Resektionsebene bei Slope $0^\circ$
$e_7$	Resektionsebenen bei Slope $7^\circ$
$g_1$	Gerade durch kranialsten und kaudalsten Punkt des tibialen HKB-Ansatzes
$g_2$	Gerade durch Tibiazentrum und mediales Drittel der Tuberositas tibiae
$g_3$	Gerade durch Tibiazentrum und Tuberkulum gerdii
$g_4$	Gerade durch Tibiazentrum und Spitze des Fibulaköpfchens
$g_5$	Gerade durch mediales Drittel der Tuberositas tibiae und HKB-Ansatz
$g_6$	Gerade durch die Epikondylen
$g_7$	Gerade durch die posterioren Kondylen
$g_8$	Gerade entsprechend der medialen Femurfacette
$g_9$	Gerade entsprechend der lateralen Femurfacette
Gl.	Gleichung
HKB	hinteres Kreuzband
$I_{pco}$	posteriorer Offsetindex (gemittelt)
$I_{pco,lat}$	lateraler posteriorer Offsetindex
$I_{pco,med}$	medialer posteriorer Offsetindex
lat.	lateral
med.	medial
MRT	Magnetresonanztomographie
PCO	posteriorer kondylärer Offset
$S_0$	Schnittpunkt der Resektionsebene bei $0^\circ$ Slope mit $g_1$
$S_7$	Schnittpunkt der Resektionsebene bei $7^\circ$ Slope mit $g_1$
SKAR	Swedish Knee Arthroplasty Register
TEP	(Kniegelenk-)Totalendoprothese
Tub.	Tuberkulum
$\alpha$	Winkel zwischen $g_2$ und $g_3$
$\beta$	Winkel zwischen $g_3$ und $g_4$
$\gamma$	Winkel zwischen $g_4$ und $g_5$
$\delta$	Winkel zwischen posterioren Kondylen und Epikondylen
$\varphi$	Winkel zwischen medialer Femurfacette und lateraler Femurfacette
$\varphi_{lat}$	Winkel zwischen lateraler Femurfacette und posterioren Kondylen
$\varphi_{med}$	Winkel zwischen medialer Femurfacette und posterioren Kondylen

# 1 Einleitung

## 1.1 Endoprothetik des Kniegelenks

Die Ziele der Knieendoprothetik sind die Schmerzbeseitigung und die Wiederherstellung der Gelenkbeweglichkeit und der natürlichen Beinachse bei stabiler Bandführung [1].

In den letzten drei Jahrzehnten hat die Knieendoprothetik einen enormen Aufschwung erlebt. Im Jahr 2008 wurden gemäß Qualitätsreport der Bundesgeschäftsstelle für Qualitätssicherheit (BQS) deutschlandweit 145.996 Erstimplantationen durchgeführt, wobei der Anteil weiblicher Patienten bei 67,1 % lag. Die Tendenz ist stark steigend, in den zurückliegenden vier Jahren nahm die Zahl der innerhalb eines Jahres implantierten Knieendoprothesen jährlich um etwa 10.000 Implantationen zu. [2]

Diese Entwicklung resultiert zum einen aus verbesserten Versorgungsmöglichkeiten, zum Beispiel verbessertem Design der Prothesen, der Entwicklung von modularen Systemen, besserem Instrumentarium (insb. Handling) und Verbesserung der Operationstechnik. [1] Ebenso lassen eine höhere Lebenserwartung, zunehmende Bewegungsarmut und vermehrte Übergewichtigkeit die Inzidenz des Krankheitsbildes der Gonarthrose in der Bevölkerung ansteigen. Gleichzeitig liegt die Re-Interventionsrate aufgrund von Komplikationen bei geringen 1,4 %.

Durch die Verbesserung von Implantaten, Operationsverfahren und die zunehmende Erfahrung der Operateure erreichen die Kniegelenktotalendoprothesen (Knie-TEP) eine Lebensdauer von mehr als 10 Jahren.

Der Wechsel einer Knie-TEP ist technisch anspruchsvoller als eine Erstimplantation [3,4], was insbesondere die Implantatauswahl, Operativtechnik zur Wiederherstellung einer regelrechten Stabilität und Bandführung und das Management operativer Probleme, wie z. B. Knochensubstanzverlust, betrifft.

Der Knieendoprothesenwechsel ist indiziert bei Implantatlockerung, Instabilität, tiefem Infekt [5], fortschreitender Verschleißerkrankung in den bisher nicht ersetzten Gelenkanteilen (bei Kniegelenkteilersatz) oder erheblicher Funktionsbeeinträchtigung eines endoprothetisch versorgten Gelenks [3].

Der BQS-Report [2] listet für 2008 in Deutschland 10.387 solcher Eingriffe, im Übrigen mit der gleichen Geschlechterverteilung wie bei Erstimplantationen auf. Die Re-Interventionsrate aufgrund von Komplikationen ist mit ca. 3,1 % deutlich höher als nach Primärimplantationen.

---

Das Schwedische Register für Knie-TEPs (SKAR) [6] zeichnet mit 10.936 Erstimplantationen und 668 Revisionen (entspr. 8 %) ein ähnliches Bild wie in Deutschland. Bei einem Durchschnittsalter von 69 Jahren und einem tendenziell steigenden Männeranteil von 41 % (2008) ist das Risiko einer Erkrankung im Alter zwischen 65 und 84 am höchsten. Noch 1990 trugen lediglich 1,6 % aller älteren Frauen und 0,9 % aller älteren Männer eine Endoprothese, 2008 waren es bereits 6,9 % bzw. 4,7 %. Entsprechend ist mit einem steigenden Bedarf an Revisionen und steigendem Risiko periprotetischer Frakturen in den kommenden Jahren zu rechnen.

Statistisch signifikante Faktoren, die die Revisionsrate beeinflussen sind dem SKAR [6] folgend: Vorerkrankungen, Alter, Jahr der Operation (Fortschritt, etc.), Implantattyp und -marke sowie dessen Verankerung (mit oder ohne Zement). Bezüglich des Implantats ist das Ergebnis abhängig von einer Vielzahl von Faktoren, z. B. Werkstoff, Verschleißfestigkeit, benötigte Instrumente, Sicherheiten (gemeint ist die Fehlertoleranz der Funktion bei nicht exaktem Einsetzen) gemeinsam mit der Erfahrung des Chirurgen. Das Geschlecht spielt hingegen bis auf den Faktor Infektionen keine Rolle. [6]

Lockerung, Bruch, Instabilität, Verschleiß sowie Infektionen sind als mögliche Gründe für eine nötige Revision identifiziert, wobei der erstgenannte Fall am häufigsten eintritt [2]. Im direkten Vergleich hat sich die Revisionswahrscheinlichkeit im Zeitraum 1998-2007 gegenüber dem Zeitraum 1988-1997 halbiert, sie liegt jedoch immer noch bei knapp 4 % [6].

## 1.2 Kinematik des Kniegelenks

Das Kniegelenk, *Articulatio genus*, ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers. Als kombiniertes Roll-, Dreh- und Gleitgelenk weist es eine komplexe Kinematik auf. Es handelt sich um ein Drehscharniergelenk (*Trochoginglymus*). Die artikulierenden Gelenkflächen werden von den überknorpelten Flächen der beiden Femurkondylen, deren Krümmung von vorne nach hinten zunimmt, und der proximalen Fläche der beiden Tibiakondylen gebildet, deren Gelenkfläche  $3-7^\circ$  rückwärts geneigt (*posteriorer slope*) ist [7]. Die mediale Gelenkfläche ist in der Sagittalebene etwas ausgedehnter als die laterale.

Alle Bewegungen sind mit einem Gleiten der Femurkondylen auf dem Tibiakopf bei gleichzeitiger Verschiebung der Menisci verbunden. In Streckstellung sind die Kontaktflächen zwischen Femur und Tibia am größten, während sich bei der Beugung der Kollateralbandapparat immer mehr annähert. Dadurch nimmt die Stabilität des Gelenkes ab und die Voraussetzung für die Rotation ist gegeben. Die Femurkondylen führen auf der tibialen Gelenkfläche eine

---

Roll-Gleitbewegung aus, weshalb man beim lebenden Menschen keine starren Achsen festlegen kann. Das Drehzentrum und die Achse wandern während der Bewegung auf einer Bahnkurve. [8]

Es sind folgende Bewegungen möglich [9]:

- die Streckung bis  $0^\circ$ , wobei die letzten  $10^\circ$  nur bei gleichzeitiger Außenrotation des Unterschenkels möglich sind, was man als Schlussrotation bezeichnet,
- die aktive Beugung bis  $130^\circ$  und die passive Beugung bis  $160^\circ$  und
- die Rotation, die hauptsächlich im Meniskotibialgelenk erfolgt und individuell unterschiedlich ist. Die Innenrotation beträgt  $5-10^\circ$ , die Außenrotation nimmt mit zunehmender Beugung von  $30-50^\circ$  zu.

Im Gegensatz dazu wird die Biomechanik des endoprothetisch ersetzten Kniegelenks von unterschiedlichen Faktoren beeinflusst, unter anderem von der Positionierung der Implantate in Bezug auf die eingestellten Achsen und deren Rotation. Auch die Größe des Femurteils spielt eine große Rolle, da sie die Hebelarmlänge der Muskulatur determiniert. [10]

### **1.3 Anatomie und Funktion des hinteren Kreuzbandes**

Das hintere Kreuzband (HKB) verbindet das Femur mit der Tibia. Es zieht von der lateralen Fläche des Condylus medialis femoris zur Area intercondylaris posterior der Tibia. [8]

Das HKB verläuft von anterior superior medial nach posterior inferior lateral. Die Verlaufsrichtung ist damit gegensinnig zu der des vorderen Kreuzbandes. Es wird in zwei Bandpartien unterschieden: ein posteromediales Bündel und ein anterolaterales Bündel. Beide haben ihren Ursprung an der Fossa intercondylaris posterior (Tibiarückfläche). [11,12]

Das dünne posteriore Schrägbündel zieht unter Wendelung zur posterioren Innenfläche der medialen Rolle, ist in Streckstellung des Gelenks gespannt und in Beugung entspannt [13] und verhindert somit eine strecknahe Rückwärtsverschiebung des Schienbeinkopfes [14].

Das kräftige ovale anteriore Bündel setzt unter parallelem Faserverlauf überwiegend und weit ventral am Dach der Notch an, ist in Extension des Gelenks entspannt und in Flexion gespannt [13] und verhindert somit die posteriore Tibiaverschiebung in höheren Flexionsgraden ( $60^\circ-90^\circ$ ) [14].

Das anterolaterale Bündel nimmt dabei 85 % des Volumens des gesamten Bandes ein. Intra-artikulär hat das hintere Kreuzband (HKB) eine Länge von 30–39 mm bei einer Breite von ca. 13 mm [15].

Die Kreuzbänder verhindern das Abgleiten der Oberschenkelkondylen von den flachen Gelenkpfannen des Schienbeinkopfes und halten somit die Gelenkkörper zusammen. Neben mechanischen Funktionen haben die Kreuzbänder wichtige Sinnesfunktionen [8]. Der Erhalt dieser Mechanorezeptoren und die Innervation wird als Vorteil beim Erhalt des HKB in der Totalendoprothetik gewertet [16].

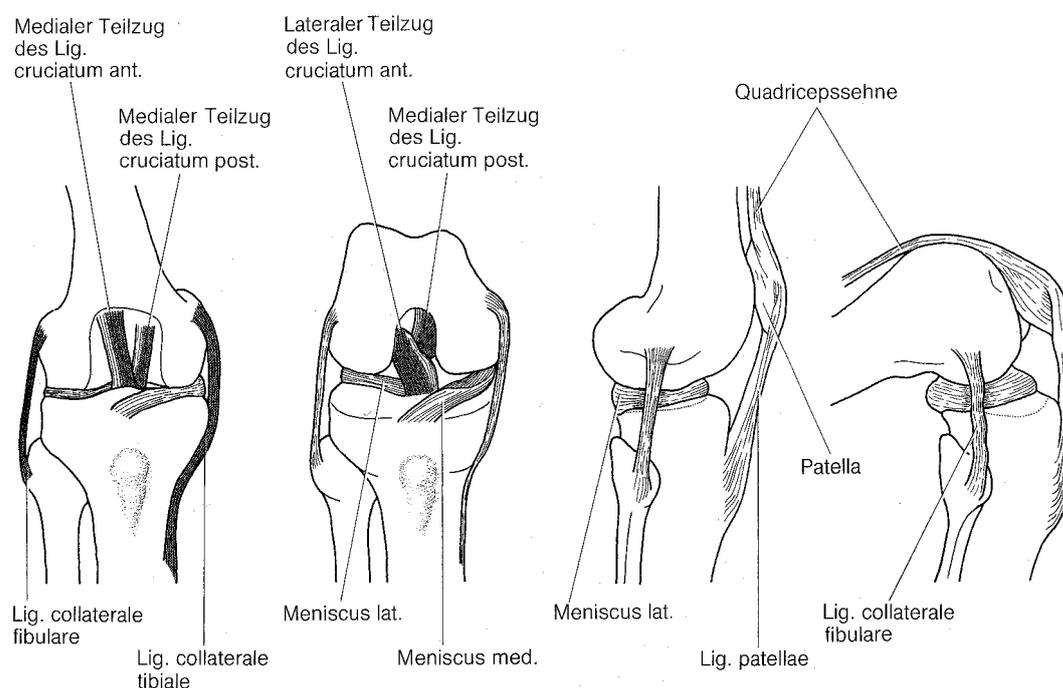


Abbildung 1: Bänder des rechten Kniegelenks bei Streckung und Beugung [8]

## 1.4 Tibiale Resektion

Notwendiger Knochenschnitt bei jedem Kniegelenksersatz ist die Resektion der proximalen Tibia. Als Standard bezeichnet man die tibiale Resektion senkrecht zur mechanischen Achse. Da die Gelenkebene physiologisch etwa  $3^\circ$  varisch ist, bedingt durch die Asymmetrie zwischen medialem und lateralem Kondylus der Femurkomponente, erfolgt die Resektion daher ca.  $3^\circ$  valgisch dazu, d. h. lateral ca. 2 mm mehr als medial. In Abbildung 2 ist die Resektion mithilfe eines Resektionsblocks dargestellt.

Die Resektionshöhe bei erhaltenem Knorpel bezieht sich auf das Zentrum der Gelenkfläche und entspricht der Höhe des Implantats mitsamt kleinstem Inlay, um die Gelenklinie zu re-

konstruieren. Es wird eine Resektion von 1 cm empfohlen, um das Einbringen eines Tibiaplateaus von 10 mm zu ermöglichen [1].

Der posteriore Slope ist vom verwendeten Implantat abhängig, liegt zwischen  $0^\circ$  und  $7^\circ$  und ist der entsprechenden Operationsanleitung zu entnehmen. Abweichungen davon können zu Fehlschlägen mit erheblicher Revisionsrate führen. [17]

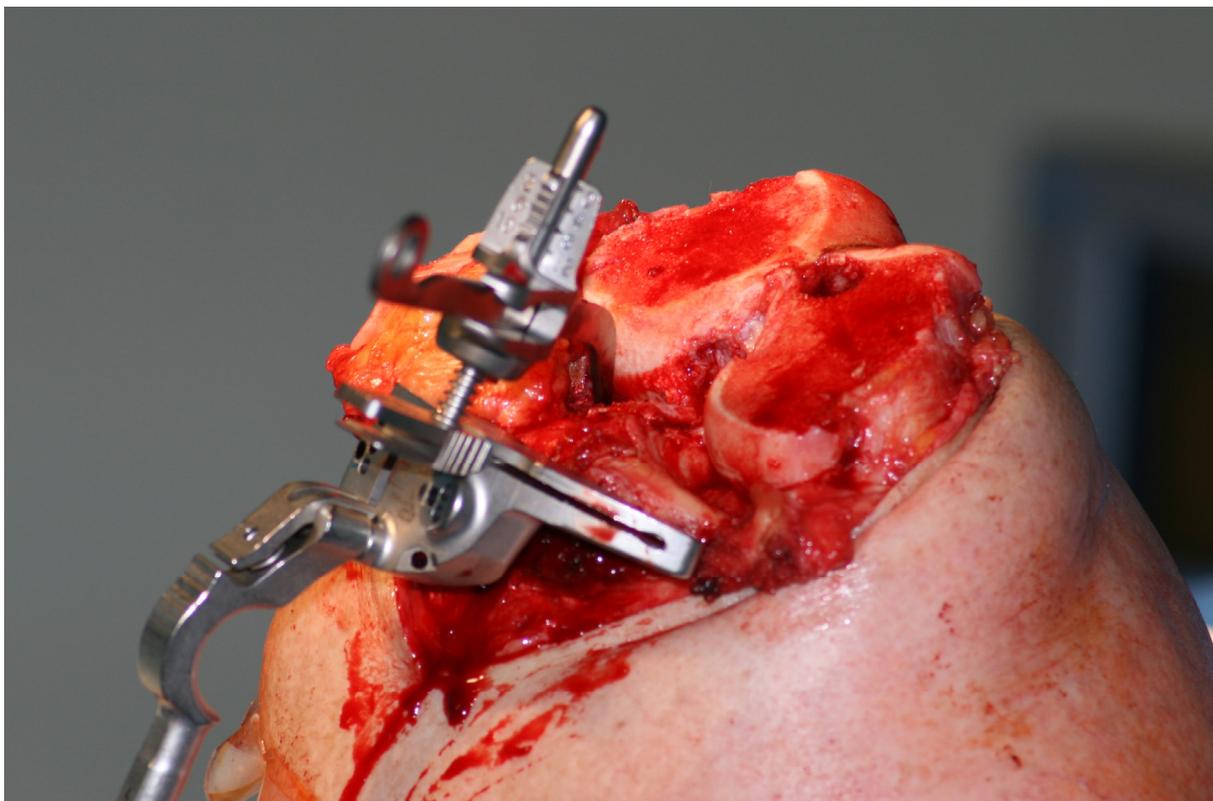


Abbildung 2: Tibiaresektion mithilfe eines Resektionsblocks, mit Steinemann-Nägeln am Tibiakopf fixiert

### **1.5 Techniken zum Erhalt des hinteren Kreuzbandes**

In der Praxis haben sich zwei Techniken zum Erhalt des hinteren Kreuzbandes durchgesetzt. Es kann entweder ein posteriorer Knochenblock der Tibia ausgemeißelt werden, an welchem der tibiale Ansatz des HKB ansetzt oder das Tibiaresektat wird in toto von den Kreuzbandfasern abpräpariert, so dass ein mehr oder weniger relevanter Anteil des HKB-Ansatzes entfernt wird [10].

Während die erste Technik den Vorteil bietet, den tibialen HKB-Ansatz komplett zu erhalten, hat sie zwei Nachteile. Der Knochenblock muss derart klein gehalten werden, dass er nicht in Konflikt mit dem Tibiateil kommt. Um dies zu gewährleisten, haben alle kreuzbanderhaltenden Tibiadesigns eine posteriore Aussparung (Abbildung 3a). Im Einzelfall kann diese jedoch nicht ausreichend bemessen sein und die korrekte Positionierung des Tibiateils bei vorhande-

nem Knochenblock behindern. Der zweite Nachteil dieser Technik ist die intra- aber auch postoperative Frakturgefahr des stehen gelassenen Knochenblocks (Abbildung 3c) mit der Folge einer sekundären HKB-Insuffizienz (Abbildung 3d).

Diese Probleme führen in der Praxis dazu, dass die zweite Methode weit verbreitet ist, obwohl hierbei eine teilweise Lösung des tibialen HKB-Ansatzes erfolgt. Bislang ist unklar welcher relative und absolute Anteil des HKB Ansatzes davon betroffen ist. In diesem Fall kann auch ein Tibiateil ohne Aussparung (Abbildung 3b) zum Einsatz kommen.



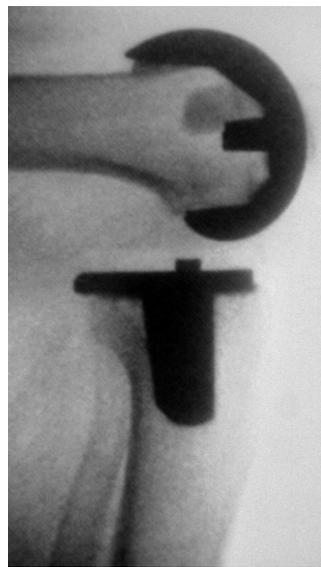
a) Tibiateil mit Aussparung



b) Tibiateil ohne Aussparung



c) Postoperative Fraktur des stehen-gelassenen Knochenblocks



d) Sekundäre HKB Insuffizienz

Abbildung 3: Tibiateil mit und ohne Aussparung

## 1.6 Rotation der Tibiakomponente

In der Literatur werden verschiedene Techniken zur intraoperativen Bestimmung sowie zur postoperativen Kontrolle der Rotation des Tibiateils diskutiert [17,18,19]. Die fünf am weitest-

---

ten verbreiteten Landmarken zur Feststellung der korrekten Rotation der Tibiakomponente sind [20]:

1. die Symmetrieachse von medial nach lateral („Transverse Axis“),
2. die Verbindungslinie des medialen Drittels der Tuberositas tibiae mit dem Ansatzpunkt des hinteren Kreuzbandes,
3. die Verbindungslinie des medialen Randes der Tuberositas tibiae zum Ansatzpunkt des hinteren Kreuzbandes,
4. die Verbindungslinie der Schienbeinvorderkante zum Ansatzpunkt des hinteren Kreuzbandes und
5. eine nach dem optischen Gesamteindruck des Knies gewählte Rotation unter Einbeziehung aller Landmarken durch den Chirurgen.

Innenrotationsfehler der tibialen und femoralen Komponente haben für das endoprothetisch versorgte Kniegelenk komplexe kinematische Auswirkungen auf das Femoropatellargelenk und die femorotibiale Stabilität in Flexion. [21]

Aus der Studie von Siston et al. [20] geht hervor, dass es keinen akzeptierten Goldstandard für die Ermittlung einer korrekten Rotation des Tibiateils gibt, und dass keine der etablierten Landmarken ein vom Chirurgen unabhängig reproduzierbares Ergebnis liefert.

Weiterhin konnten Uehara et al. [22] eine individuelle Varianz der verschiedenen Landmarken beim Patienten feststellen: dies betrifft die Varianz, die sich aufgrund der knöchernen Anatomie und nicht aufgrund unterschiedlicher Beobachter (Chirurgen) ergibt. Dadurch können selbst bei präziser Ausrichtung nach der am weitesten verbreiteten Landmarke zur Einstellung der tibialen Rotation relevante Rotationswinkel zwischen Ober- und Unterschenkelteil resultieren.

Weiterhin ist auch die intraoperative Kontrolle der Rotation des Tibiateils schwierig. Auch bei Kenntnis und Anwendung der üblichen Landmarken und Techniken zur Einstellung der korrekten Rotation des Tibiateils ist dieses Ziel intraoperativ aufgrund der beschränkten Übersicht nicht immer zu erreichen.

In dieser Studie wird nach neuen Landmarken gesucht, die Chirurgen Sicherheit über die korrekte Position der Tibiakomponente vermitteln.

---

## 1.7 Rotation der Femurkomponente

Die richtige Rotation der Femurkomponente ist essentiell, da aus Ungenauigkeiten in diesem Bereich ein unbalancierter Flexionsspalt (bei der Femur-first-Technik) und patellofemorale Probleme resultieren [10,23,24,25,26,27,28].

Die intraoperative Festlegung der korrekten Rotation der Femurkomponente ist anspruchsvoller als die Achsausrichtung an der mechanischen Beinachse. Dies liegt daran, dass die Rotationslandmarken schlecht reproduzierbar aufgefunden werden können und die resultierenden Achsen erheblich kürzer als die mechanischen Beinachsen sind. Zur Einstellung der femoralen Komponentenrotation haben sich vier unterschiedliche Landmarken etabliert [10]:

1. die posteriore Kondylenachse,
2. die Whiteside-Linie,
3. die Epikondylenachse (1.-3. dargestellt in Abbildung 4) und
4. die Gap-Technik.

Am weitesten verbreitet ist die Orientierung an den posterioren Kondylen. Zur posterioren Kondylenachse wird das Implantat um einen fixen Winkel, meist  $3^\circ$ , außenrotiert eingebaut, da die Tibia trotz physiologisch  $3^\circ$  varischer Gelenklinie senkrecht zur mechanischen Achse reseziert wird. Bei präoperativ stabilem Beugespalt ist daher zur Erzielung eines postoperativ symmetrischen Beugespaltes eine um  $3^\circ$  zu den posterioren Kondylen außenrotierte Resektion des Femurs erforderlich. [1]

Als weitere etablierte Landmarke gilt die Whiteside-Linie, welche die Verbindung der tiefsten Punkte der Trochlea ist. Dadurch soll das patellofemorale Gelenk durch die Orientierung an der Whiteside-Linie adressiert werden [29,30]. Die Rotation der Femurkomponente senkrecht zur Whiteside-Linie hat damit das Ziel die Trochlea des Implantats in dieselbe Position zu bringen wie die präoperative native Trochlea. An nicht-arthrotischen Leichenpräparaten konnte gezeigt werden, dass eine Orientierung an der Whiteside-Linie zu einer ausgeglichenen mediolateralen femorotibialen Druckverteilung über den Bewegungsumfang führt [31].

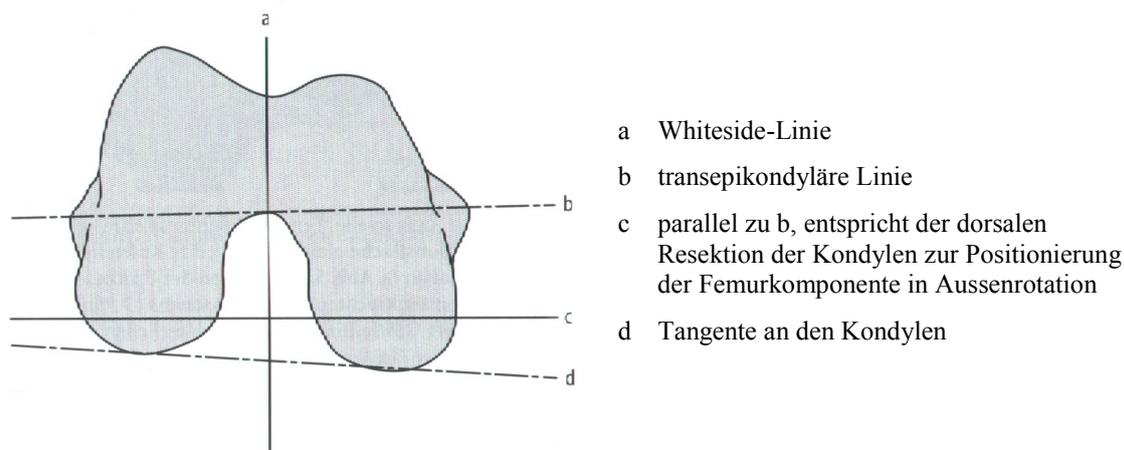


Abbildung 4: Ansicht Femur von distal [1]

Eine zur Epikondylenachse parallele Ausrichtung des Femurteils wird von vielen Autoren als korrekte Implantation angesehen [23,24,32,33,34,35,36,37]. Zu unterscheiden ist die anatomische von der chirurgischen Epikondylenachse. Die anatomische Epikondylenachse ist als Verbindung der höchsten medialen und lateralen Erhebung im Bereich des distalen Femurs definiert. Die chirurgische Epikondylenachse verläuft von der höchsten lateralen Erhebung zu einem Sulcus zwischen dem Ansatz des oberflächlichen und tiefen Innenbandes. In der häufigen Formvariante eines gemeinsamen Ursprungs beider Innenbandanteile ohne Sulcus, sind die anatomische und chirurgische Epikondylenachse identisch.

In der Tibia-first- und Gap-Technik wird die Rotation der femoralen Komponente nach dem Beugespalt eingestellt. Nach der tibialen Resektion und Release der Weichteile wird die femorale Komponente so rotiert, dass ein symmetrischer Beugespalt resultiert [38,39,40]. Während bei Orientierung an knöchernen Landmarken die Symmetrie des Beugespaltes erst durch das Weichteilrelease erzielt werden muss, gewährleistet die Gap-Technik durch Rotation der Femurkomponente einen in jedem Fall stabilen Beugespalt. Da die Eversion der Patella den Beugespalt beeinflusst, wird sie bei der Gap-Technik nicht empfohlen [41].

Die aktuelle Datenlage erlaubt die Definition einer einzigen korrekten Rotationsausrichtung des Femurteils nicht, da die verschiedenen Techniken unterschiedliche Implantationsziele verfolgen. Weitere Landmarken sind denkbar um eine genauere Aussage über die korrekte Rotation der Femurkomponente zu treffen, z. B. die Geometrie des distalen Femurs (med. / lat. Facette). In dieser Studie soll dem nachgegangen werden.

## **1.8 Das Posteriore Offset**

Es haben sich zwei Techniken etabliert, um das Femurteil in der Sagittalebene auszurichten. Die erste ist die anterior referenzierende, wobei das Femurteil anterior bündig an die Kortikalis angelegt wird, so dass die Rekonstruktion der posterioren Kondylen nicht reproduzierbar möglich ist. Diese Technik wird typischerweise bei der HKB-Resektion verwendet. Bei der zweiten Technik, posterior referenzierend, wird das Femurteil posterior an die Kondylen angelegt und steht im Falle einer Zwischengröße anterior ab bzw. notcht. [10]

In der Literatur wird die Bedeutung des posterioren Offsets konträr diskutiert. Verschiedene Untersuchungen haben ergeben, dass der Erhalt beziehungsweise die Wiederherstellung des posterioren femoralen Offsets keine Auswirkungen auf den Bewegungsumfang bei der postoperativen Flexion haben. Jedoch wird immer häufiger die klinische Relevanz der Rekonstruktion des posterioren femoralen Offsets erörtert. [42,43,44,45,46]

Ishii et al. stellten fest, dass die Restauration des posterioren Offsets eine wichtige Rolle bei der Optimierung der Knieflexion nach einer Knie-TEP spielt, wobei die Resektion des distalen Femurs mit anterior referenzierender Technik meist zu einer Abnahme des posterioren Offsets führt, woraufhin sich die maximal erreichbare Flexion reduziert. [47]

Arabori et al. ermittelten, dass ein verringertes posteriores Offset mit einem reduzierten Bewegungsumfang bei Kniegelenken korreliert, die kreuzbanderhaltend operiert wurden, während keine Veränderung bei Kniegelenken, die kreuzbandresezierend operiert wurden, beobachtet wurde. [42]

Bislang gibt es keine systematische Untersuchung der Verteilung des nativen posterioren Offsets in Bezug auf Alter und Geschlecht. Daten zum durchschnittlichen posterioren Offsetindex bzw. seiner Geschlechtsabhängigkeit fehlen bislang, so dass im Falle einer Revision unklar ist, welcher Wert angestrebt werden soll.

## **1.9 Hypothesen**

Aus den aufgeworfenen Fragen ergeben sich folgende Haupt- und Nebenhypothesen, die im Rahmen dieser Promotion geklärt werden sollen.

### **Hauptthesen**

1. Die Resektion der Tibia zur Implantation einer Knieendoprothese führt zu einer relevanten Reduktion des tibialen Ansatzes des hinteren Kreuzbandes, wenn kein Knochenblock erhalten wird.
2. Das Ausmaß dieser Reduktion hängt vom eingestellten posterioren Slope ab.
3. Es ist unabhängig vom Alter und Geschlecht der Patienten.

### **Nebenthesen**

4. Fibulaköpfchen und Tub. Gerdy können als zusätzliche Landmarken zur Einstellung der Rotation des Tibiateils verwendet werden.
5. Die mediale und laterale Femurfacette sind zusätzliche Landmarken zur Kontrolle der Rotation des Femurs in der Revisionssituation.
6. Das posteriore femorale Offset unterscheidet sich medial und lateral und zeigt eine geschlechtsunabhängige Normalverteilung.
7. Die Verteilung des Winkels zwischen der posterioren Kondylenachse und der Epikondylenachse ist geschlechtsunabhängig

## **2 Material und Methoden**

### **2.1 Patienten**

In dieser retrospektiven Fall–Kontrollstudie wurden konsekutiv 250 Patienten auf Erfüllung der Ein- und Ausschlusskriterien gescreent, die zwischen 01/2009 und 04/2010 im Institut für Radiologie der Charité (Campus Mitte) eine magnetresonanztomographische Untersuchung eines Kniegelenkes erhalten hatten. Eingeschlossen wurden dabei nur Patienten, deren Magnetresonanztomographie (MRT) unter Verwendung eines standardisierten Protokolls durchgeführt wurde.

Ausgeschlossen wurden Patienten, die eine die knöchernen Integrität verletzende Voroperation des untersuchten Kniegelenks hatten. Stattgehabte Operationen, die zum Ausschluss eines Patienten führten, waren:

1. Osteosynthese,
2. Kreuzbandplastik,
3. Umstellungsosteotomie und
4. teil- oder totalendoprothetischer Gelenkersatz.

Patienten, die einen Prozess hatten, der die Form der kortikalen Strukturen beeinflusste, wurden ebenfalls ausgeschlossen (z. B. Tumor, Osteomyelitis, fortgeschrittene Gonarthrose mit osteophytären Anbauten). Wenn in dem Screeningzeitraum eines Patienten mehrere MRTs durchgeführt worden waren, wurde nur die letzte eingeschlossen. Dadurch wurden sowohl Doppelvermessungen desselben Kniegelenks als auch desselben Patienten (kontralaterale Seite) vermieden.

Patienten, die jünger als 18 Jahre waren, wurden ebenfalls nicht in die Studie einbezogen, um eine Beeinflussung der Ergebnisse durch das im Wachstum befindliche Skelett zu vermeiden. Von den verbliebenen Patienten wurden das Alter zum Zeitpunkt der MRT-Untersuchung und das Geschlecht aus den DICOM-Daten erfasst und dokumentiert.

### **2.2 MRT-Aufnahmetechnik**

Alle MRT-Aufnahmen wurden unter Verwendung eines von zwei 1,5-T-Scannern durchgeführt (MAGNETOM Avanto 1.5T bzw. MAGNETOM Symphony 1.5T, Siemens Medical Solutions, Erlangen). Die Patienten wurden in Rückenlage mit einer geeigneten Kniespule,

vollständig gestrecktem Knie und dem Fuß mit einer Plantarflexion von 0° positioniert und gescannt. In allen Fällen wurden folgende Aufnahmesequenzen verwendet:

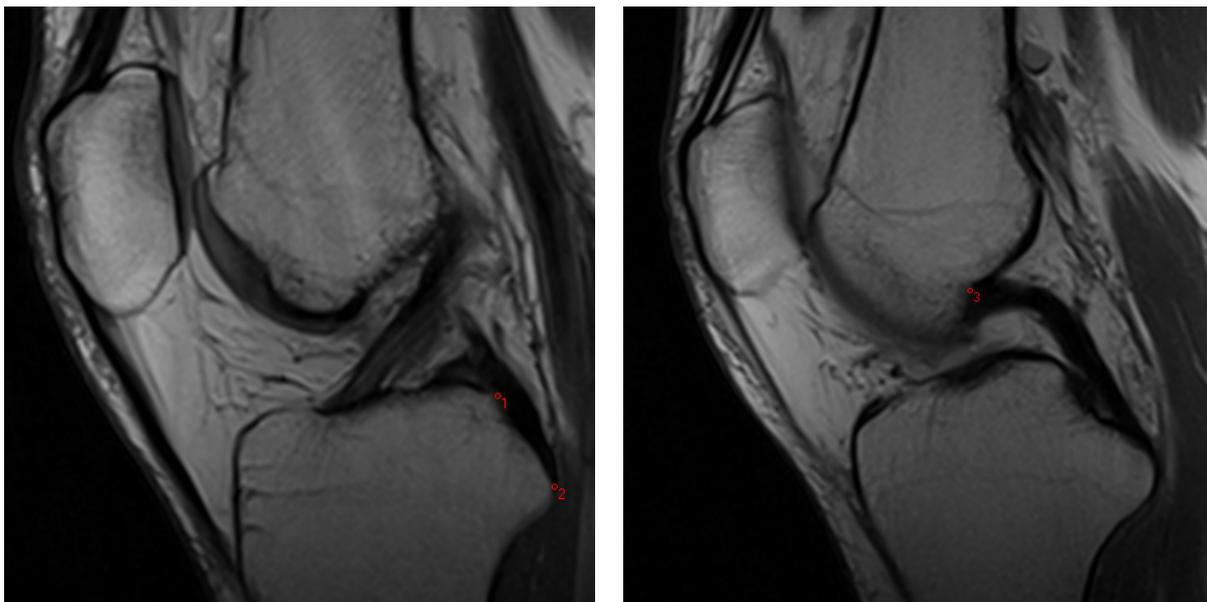
- Axial T2-fettgesättigt
- Koronar T1-TSE
- Koronar TIRM
- Sagittal PD / T2

Das Bildfeld betrug 160 mm mit einer Punktmatrix von 512 x 512, die Schichtdicke der Schnittbilder 4 mm und der Schichtabstand 0,6 mm.

### 2.3 Datenerfassung

Die MRT-Bilder wurden als Serie in ein für diese Promotion erstelltes Erfassungsprogramm [48] geladen und Bild für Bild bearbeitet. Dabei wurden die im Folgenden definierten Punkte aufgesucht und als 3-D-Datensatz in absoluten Raumkoordinaten in je einer Microsoft-Excel-Datei pro Patient zur späteren Auswertung gespeichert.

Um die Anatomie des HKB darzustellen und etwaige Resektion nachvollziehen zu können, wurden folgende Punkte für jeden Patienten im MRT aufgesucht und festgehalten. Abbildung 5 bis Abbildung 10 zeigen Ausschnitte aus Screenshots des Erfassungsprogramms, in denen die erfassten Punkte gekennzeichnet sind.



- 1 HKB-Ursprung Tibia, kranialer Punkt
- 2 HKB-Ursprung, kaudaler Punkt

- 3 HKB-Ansatz Femur

Abbildung 5: Anatomische Darstellung des hinteren Kreuzbandes (Ursprung und Ansatz)

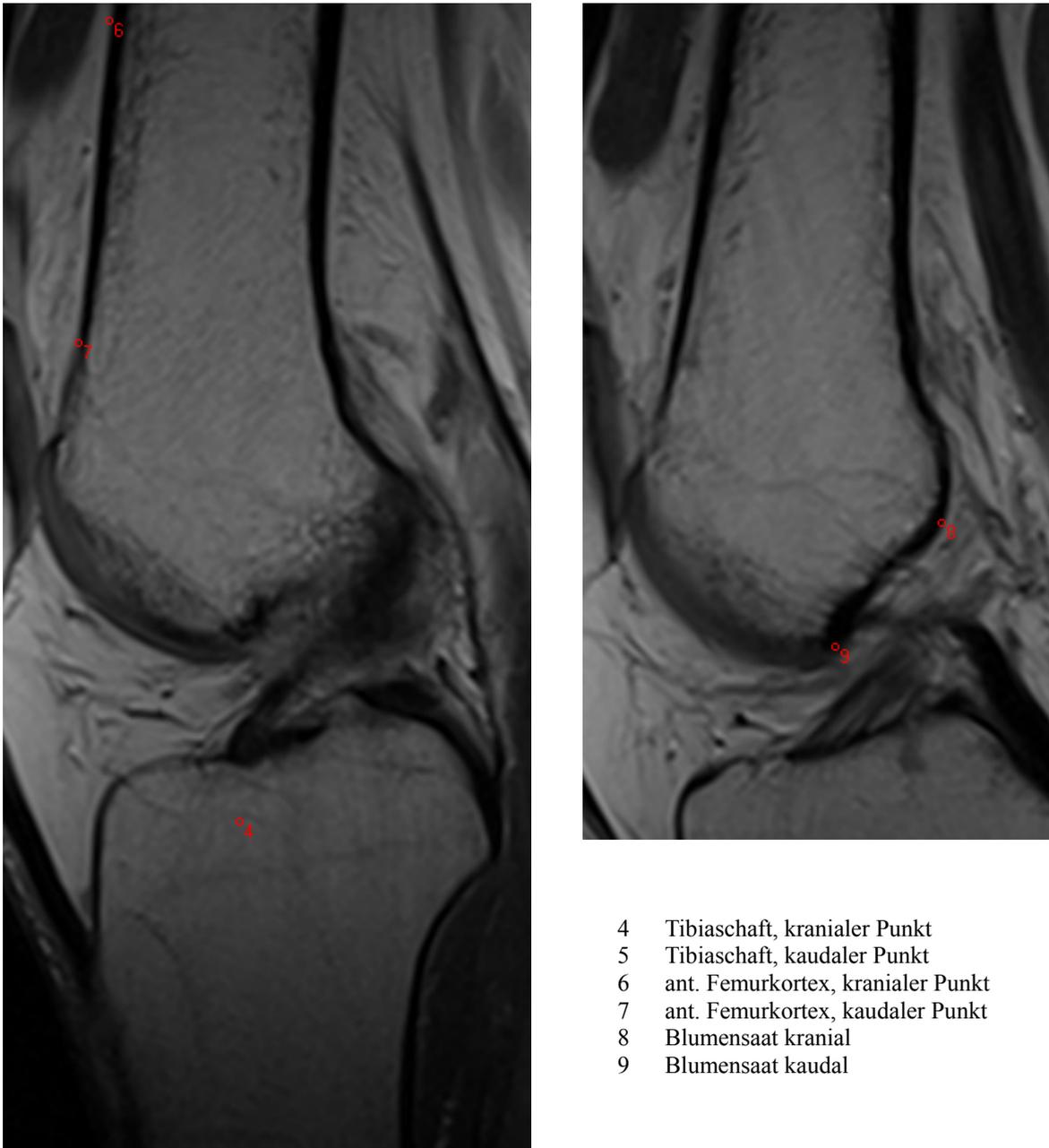
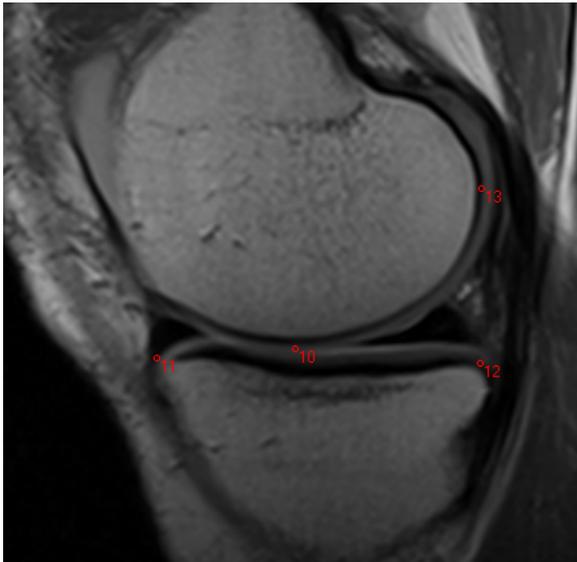
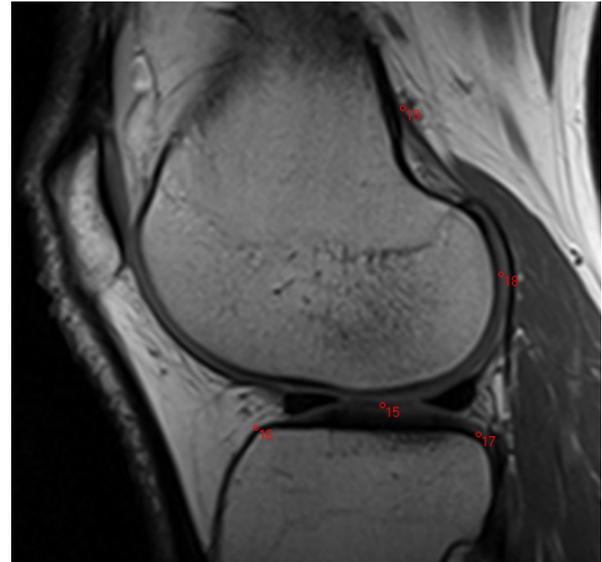


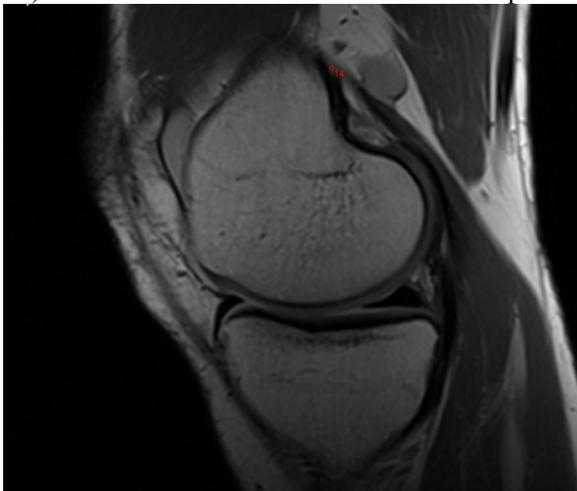
Abbildung 6: Darstellung der anatomischen Punkte des ant. Kortex, des Tibiaschafts und der Blumensaat'schen Linie



a) Schnitt durch med. femorotibialen Kontaktpunkt



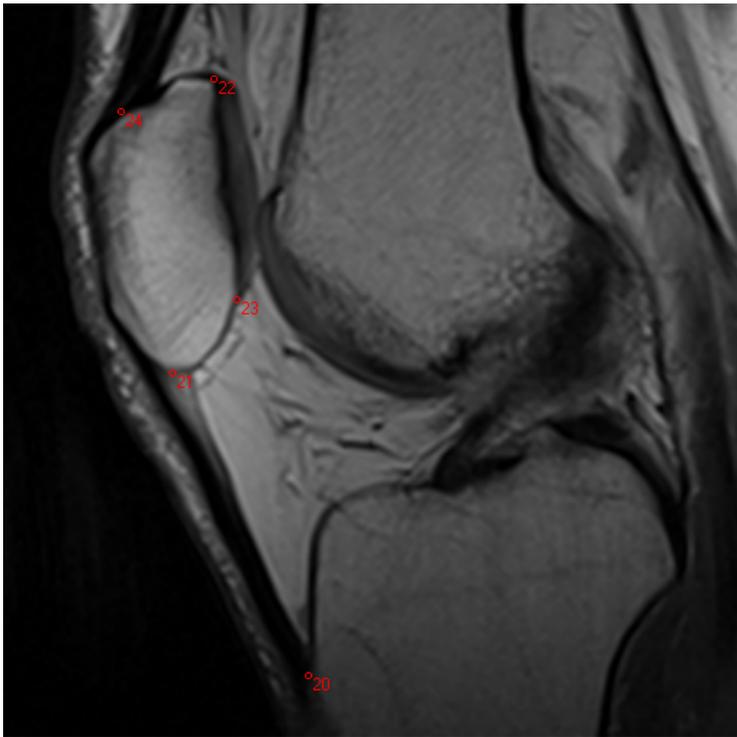
b) Schnitt durch lat. femorotibialen Kontaktpunkt



c) Med. Ansatz M. gastrocnemius

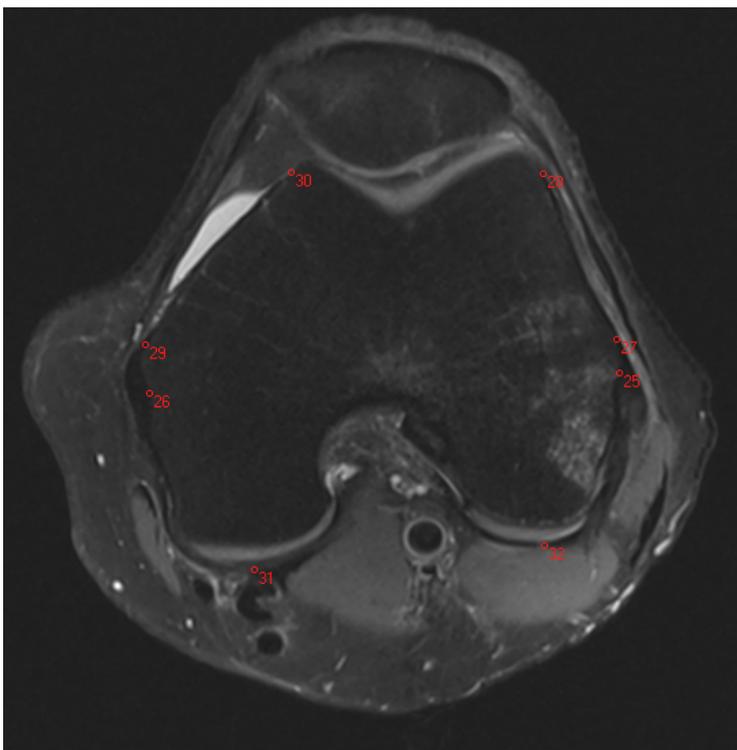
- 10 Med. femorotibialer Kontaktpunkt
- 11 Med. ant. Begrenzung Tibia
- 12 Med. post. Begrenzung Tibia
- 13 Med. post. Femurkondylus
- 14 Med. Ursprung Gastrocnemius
- 15 Lat. femorotibialer Kontaktpunkt
- 16 Lat. ant. Begrenzung Tibia
- 17 Lat. post. Begrenzung Tibia
- 18 Lat. post. Femurkondylus
- 19 Lat. Ursprung Gastrocnemius

Abbildung 7: Schnitt durch medialen und lateralen femorotibialen Kontaktpunkt



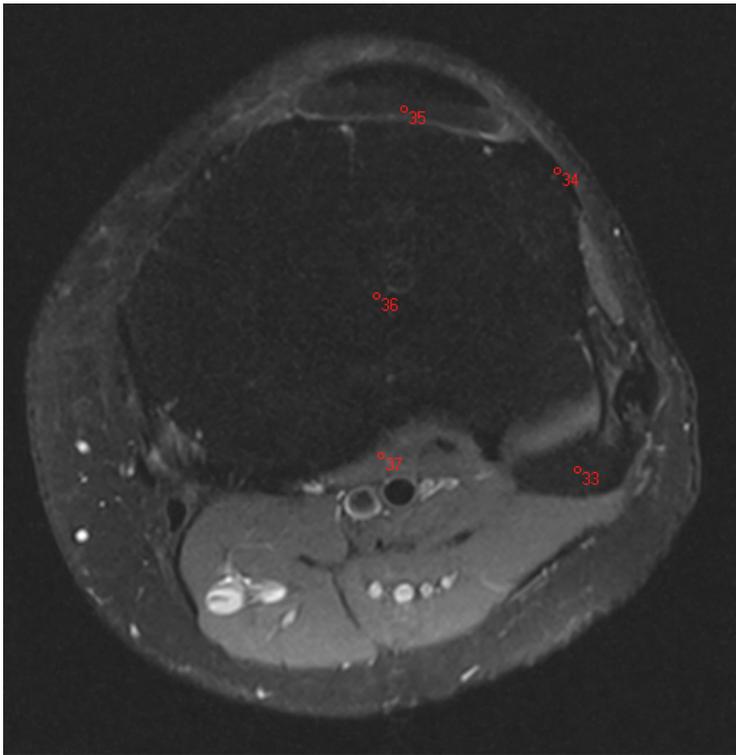
- 20 Ursprung Tuberositas
- 21 Ansatz Patella
- 22 Oberkante Patella (femoral)
- 23 Unterkante Patella (femoral)
- 24 Ansatz Quadrizepssehne

Abbildung 8: Schnitt durch das Patellaband



- 25 Lat. Epikondylus
- 26 Med. Epikondylus (Sulcus)
- 27 Lat. Femurfacette kaudal
- 28 Lat. Femurfacette kranial
- 29 Med. Femurfacette kaudal
- 30 Med. Femurfacette kranial
- 31 Med. post. Kondylus
- 32 Lat. post. Kondylus

Abbildung 9: Schnitt durch die Epikondylen



- 33 Fibulaköpfchen
- 34 Tub. gerdii
- 35 Tuberositas
- 36 Tibiazentrum
- 37 HKB-Ursprung

Abbildung 10: Schnitt durch die Tibia in Höhe des Fibulaköpfchens

## 2.4 Methoden

### 2.4.1 HKB-Ansatz

Zur Bestimmung des verbleibenden HKB-Ansatzes nach der zur Implantation einer Knie-TEP erforderlichen Resektion wurde diese rechnerisch simuliert. Die Resektionsebene wurde aus den in den unterschiedlichen MRT-Schnitten erhobenen Punkten wie nachfolgend beschrieben berechnet.

Die mechanische Achse der Tibia wurde in der Sagittalebene durch die Punkte 4 und 5 definiert. Die geplanten Resektionsebenen lag 10 mm kaudal des lateralen (Punkt 15) und 8 mm kaudal des medialen femorotibialen Kontaktpunktes (Punkt 10), wie in Abbildung 11 zu sehen ist.

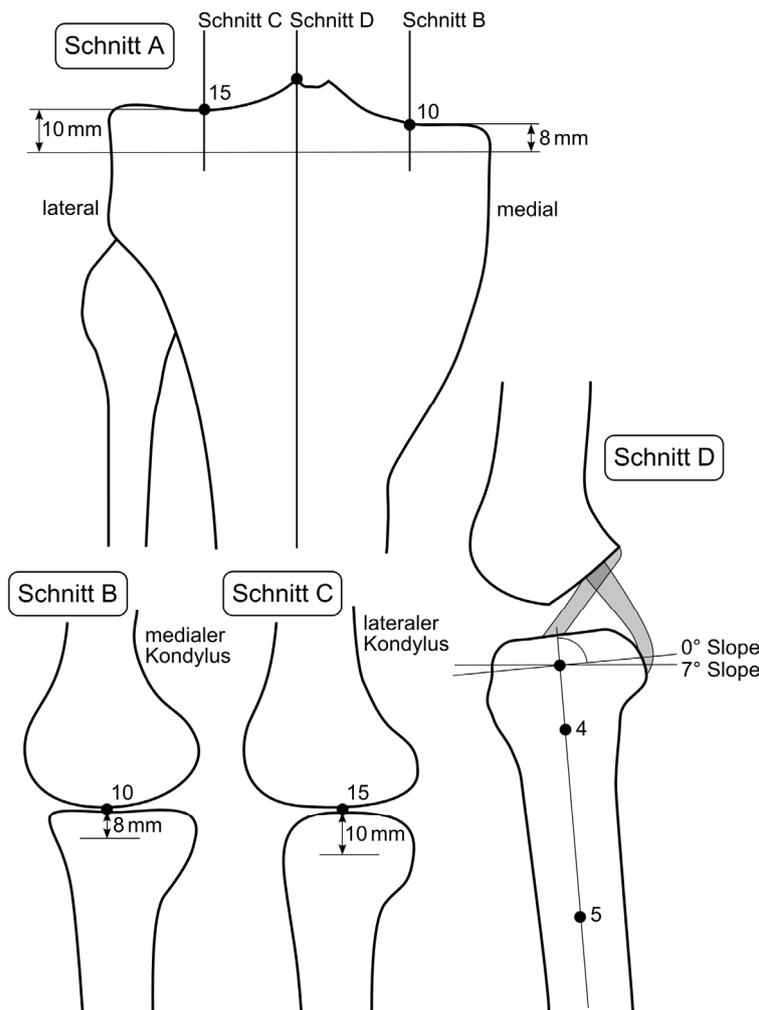


Abbildung 11: Schematische Darstellung der magnetresonanztomographischen Schnittebenen und der darauf bestimmten Punkte

Eine laterale Resektion von 10 mm wurde gewählt, da die meisten Primärimplantate ebendiesen Abstand zwischen empfohlener Mindestinlayhöhe und Unterrand des Tibiateils haben. Vom medialen femerotibialen Kontaktpunkt erfolgte die Referenzierung nur 8 mm nach kaudal, um die Differenz zwischen der physiologischen Kippung der Gelenkebene (ca. 3° varisch) und der angestrebten zur mechanischen Achse orthogonalen Resektion zu simulieren. Dabei wurde bei allen Patienten eine entsprechende Kippung angenommen. Die posteriore Kippungen der Resektionsebenen ( $0^\circ = e_0$  und  $7^\circ = e_7$ ) wurden zur sagittalen mechanischen Achse der Tibia eingestellt (Abbildung 12).

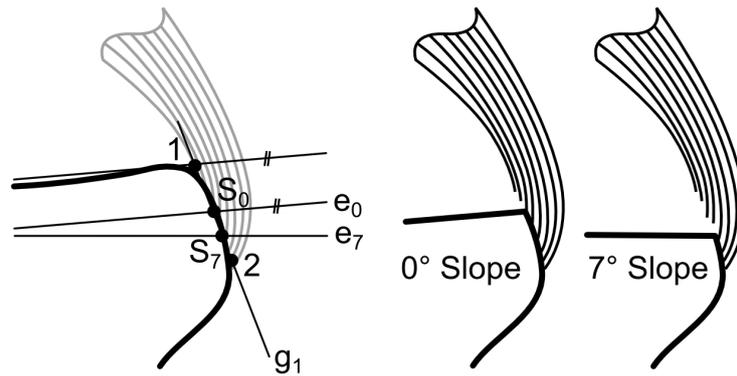


Abbildung 12: Resektion der Tibia

Der kranialste und kaudalste Punkt des tibialen HKB-Ansatzes (Punkte 1 und 2) definieren die dem Ansatz entsprechende Strecke auf der Geraden  $g_1$ . Die Ebenen  $e_0$  und  $e_7$  teilen diese in den Punkten  $S_0$  bzw.  $S_7$  in je einen kranialen und kaudalen Anteil (Abbildung 12). Nach simulierter tibialer Resektion und Entfernung des Resektates verbleiben nur noch die kaudalen Anteile als tibiale HKB-Ansätze. Es wurden die absoluten Längen dieser verbleibenden Ansätze in Millimeter sowie die relative Änderung des ehemaligen HKB-Ansatzes in Prozent als Maß der noch verbliebenen stabilisierenden HKB-Fasern berechnet.

#### 2.4.2 Landmarken der Rotation des Tibiateils

Als mögliche neue Landmarken für die Rotationseinstellung des Tibiateils wurden folgende Achsen bestimmt (Abbildung 13):

- Verbindung zwischen geometrischem Tibiazentrum in Höhe der simulierten Resektionsebene und dem medialen Drittel der Tuberositas tibiae ( $g_2$ )
- Verbindung zwischen geometrischem Tibiazentrum in Höhe der simulierten Resektionsebene und Tuberkulum gerdii ( $g_3$ )
- Verbindung zwischen geometrischem Tibiazentrum in Höhe der simulierten Resektionsebene und Spitze des Fibulaköpfchens ( $g_4$ )

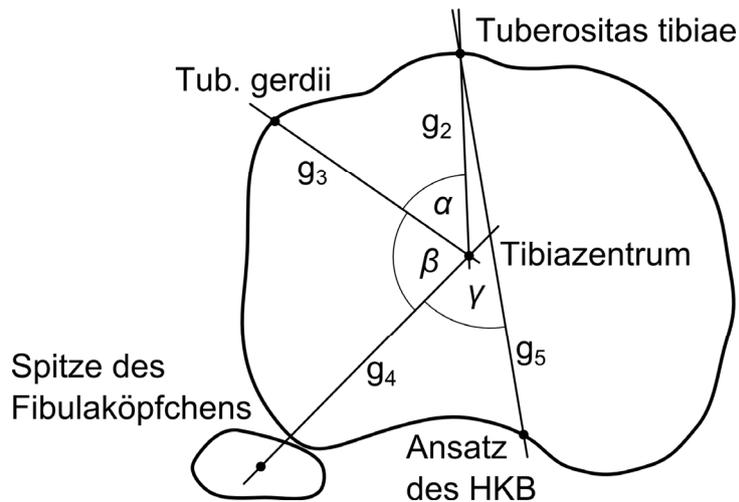


Abbildung 13: Tibiaquerschnitt in der Höhe des Fibulaköpfchens

Nach Projektion dieser Achsen auf die simulierte Resektionsebene wurden die Winkel zwischen diesen Achsen bestimmt:

$$\alpha = \sphericalangle(g_2, g_3)$$

$$\beta = \sphericalangle(g_3, g_4)$$

Als Goldstandard der anatomisch definierten Rotationseinstellung des Tibiateils wurde die Achse zwischen dem medialen Drittel der Tuberositas tibiae und dem Ansatz des HKB, ebenfalls in Projektion auf die simulierte Resektionsebene, definiert ( $g_5$ ) [10]. Da diese intraoperativ nur schlecht reproduzierbar ist, wurde die trigonometrische Beziehung von  $g_2$ ,  $g_3$  und  $g_4$  mit  $g_5$  mit dem Ziel überprüft,  $g_5$  aus den Geraden  $g_2$ ,  $g_3$  und  $g_4$  zu berechnen. Dazu wurde eine unterstellte lineare Beziehung des Winkels  $\gamma$  ( $\sphericalangle(g_4, g_5)$ ) zu  $\alpha$  und  $\beta$  untersucht.

### 2.4.3 Landmarken der Rotation des Femurteils

Um die Varianz und Geschlechtsspezifität des Winkels zwischen posteriorer Kondylenachse und Epikondylenachse (als Goldstandard der korrekten Rotation des Femurteils) zu bestimmen, wurde der Winkel  $\delta$  zwischen der Geraden  $g_6$ , definiert durch die Punkte 31 und 32, und der Geraden  $g_7$ , definiert durch die Punkte 25 und 26, bestimmt (Abbildung 14).

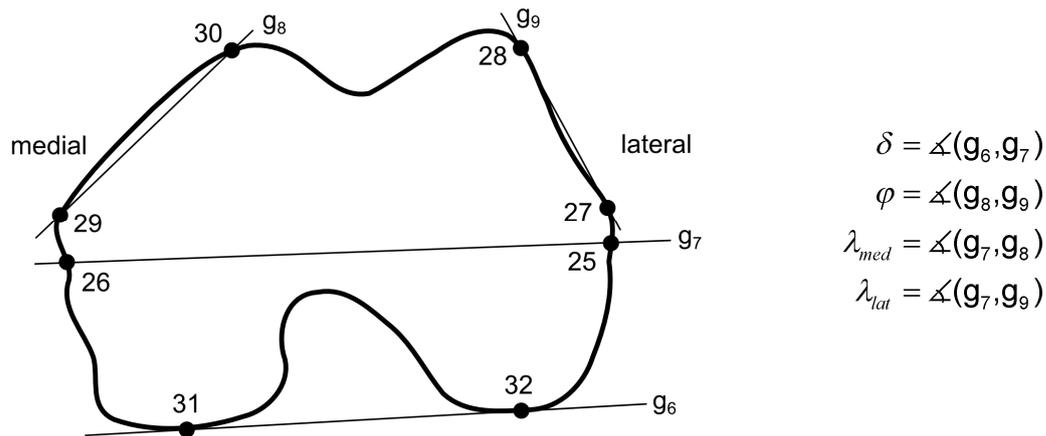


Abbildung 14: Femurquerschnitt in der Höhe der Epikondylen

Zur möglichen Etablierung der distalen Femuranatomie als zusätzliche Landmarke der Rotation des Femurteils wurden Tangenten an die mediale und laterale Facette des distalen Femurs in Höhe der Epikondylen gelegt. Diese wurden als Geraden  $\mathbf{g}_8$  (mediale Facette definiert durch die Punkte 29 und 30) und  $\mathbf{g}_9$  (laterale Facette definiert durch die Punkte 27 und 28) definiert. Es wurde nach einer linearen Beziehung zwischen dem Winkel, der durch diese Strecken eingeschlossen wird ( $\varphi$ ), dem Winkel zwischen medialer Facette und Epikondylenachse ( $\lambda_{med}$ ) und dem Winkel zwischen posteriorer Kondylenachse und Epikondylenachse ( $\delta$ ) mittels Regressionsanalyse gesucht.

#### 2.4.4 Posteriores Offset des Femurs

Im Gegensatz zur bisherigen Literatur, die das posteriore femorale Offset am seitlichen Röntgenbild definiert, wurde unter einem dreidimensionalen Verständnis der Biomechanik ein mediales und laterales posteriores femorales Offset definiert. Das mediale posteriore femorale Offset entsprach dabei dem Abstand zwischen der posterioren Kortikalis und dem posteriorsten Punkt der medialen Femurkondyle (Punkt 13), welcher durch den Kontaktpunkt einer zur posterioren Kortikalis parallelen Tangente definiert wird. Entsprechend wurde das laterale posteriore Offset als Abstand zwischen der posterioren Kortikalis und dem posteriorsten Punkt der lateralen Femurkondyle (Punkt 18) festgelegt.

Da diese Abstände offensichtlich von der Größe des Femurs abhängen, wurde der Quotient zum Abstand zwischen dem posterioren medialen respektive lateralen Kondylenpunkt und dem anterioren Kortex (Gerade durch die Punkte 6 und 7) bestimmt, welcher als medialer posteriorer Offsetindex ( $I_{pco,med}$ ) beziehungsweise lateraler posteriorer Offsetindex ( $I_{pco,lat}$ ) bezeichnet wurde.

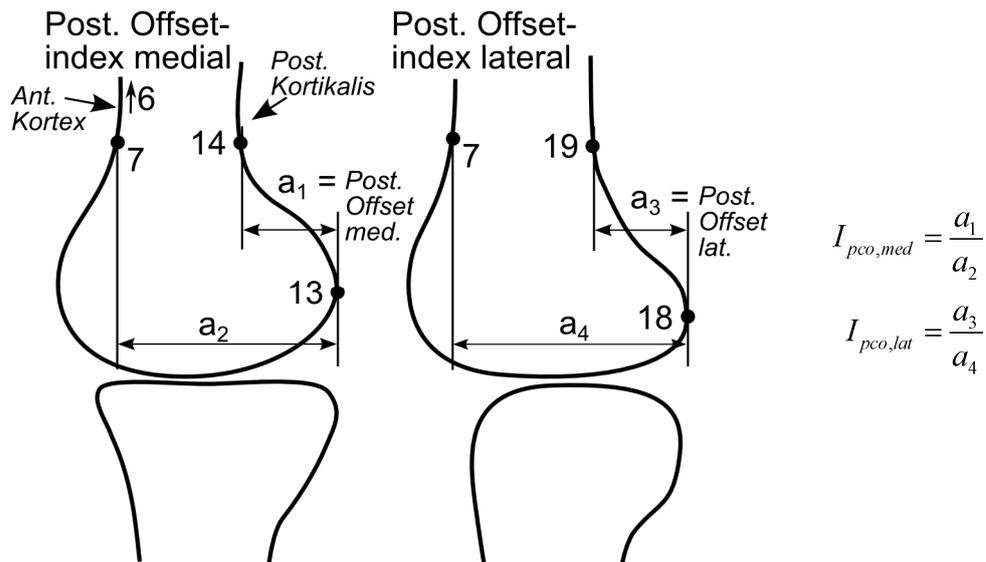


Abbildung 15: Definition der posterioren Offsetindizes

## 2.5 Statistik

Von den Messwerten wurden Mittelwerte, Standardabweichungen und Extrema berechnet. Nach Untersuchung auf Normalverteilung wurden Gruppenunterschiede entweder mittels t-Test (normalverteilte Daten) oder Mann-Whitney U-Test (nicht-normalverteilte Daten) auf einem Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  geprüft.

Die Dokumentation der Daten und Berechnung der Zwischenergebnisse erfolgte mit Excel, die statistischen Berechnungen wurden mit Origin und SPSS durchgeführt.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Patientenkollektiv

Nach Anwendung der Ausschlusskriterien blieben 182 auszuwertende Datensätze. Diese konnten nach Geschlecht in zwei etwa gleich große Gruppen geteilt werden, was eine gute Datenbasis für dahingehende Untersuchungen bot.

Es wurden Patienten mit einem Alter von 18 bis 81 Jahren erfasst. Das Alter der weiblichen Patienten verteilte sich zwischen 18 und 81 Jahren und lag im Mittel bei 38,4 Jahren. Die Altersspanne der männlichen Patienten lag zwischen 18 und 74 Jahren mit einem Mittelwert von 37,3 Jahren. Sowohl für das weibliche als auch für das männliche Patientenkollektiv bestand eine Normalverteilung bezüglich des Alters.

Die statistischen Kennwerte sowie die Häufigkeitsverteilungen können Tabelle 1 und Abbildung 16 entnommen werden. Es konnte kein geschlechtsspezifischer Unterschied hinsichtlich der Verteilung nachgewiesen werden und die Werte folgten einer Normalverteilung, so dass folgende Gruppenvergleiche nicht durch das Alter beeinflusst werden.

Tabelle 1: Deskriptive Statistik zum Patientenalter

Variable	Ein- heit	N total	Mittel- wert	Std.- abw.	Min.	Max.	Range	p-Wert
Alter	a	182	37,8	13,4	18,0	81,0	63,0	83,47%
	<i>weiblich</i>	86	38,4	14,8	18,0	81,0	63,0	
	<i>männlich</i>	96	37,3	12,1	18,0	74,0	56,0	

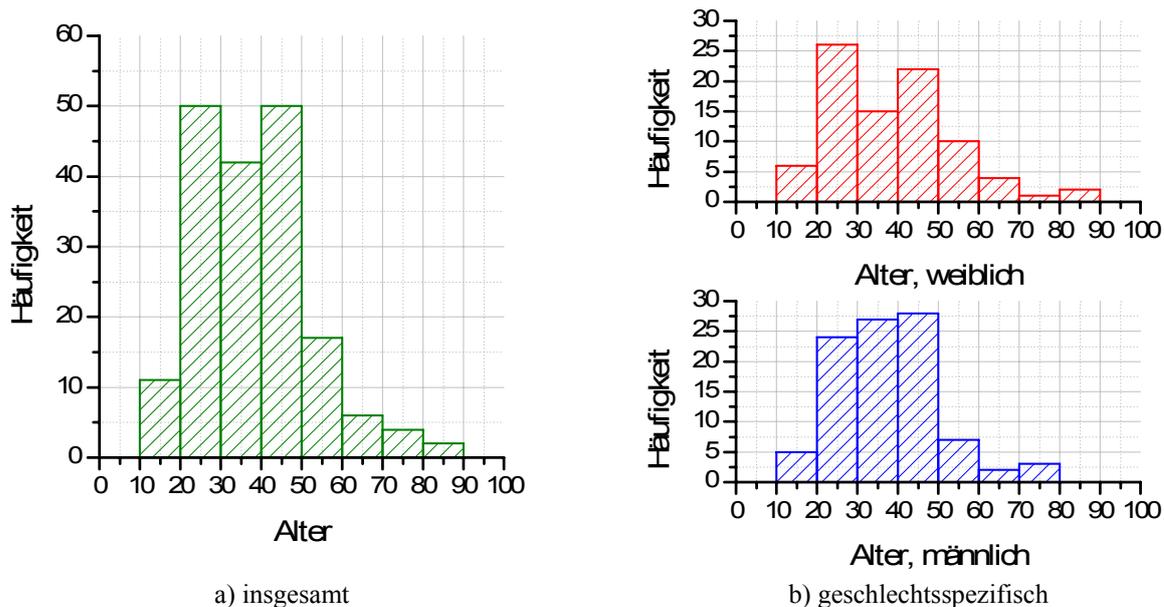


Abbildung 16: Häufigkeitsverteilung des Patientenalters

## 3.2 Deskriptive Statistik

### 3.2.1 HKB-Ursprung und HKB-Ansatz

Mit einem Bereich von 8,5–33,3 mm weist der tibiale HKB-Ursprung eine große Streubreite bei einem erfassten Mittelwert von 17,7 mm auf. Statistisch signifikant ist der geschlechtsspezifische Unterschied im Mittelwert von 1,7 mm. Gleichzeitig ist die Streubreite bei männlichen Patienten um 5 mm deutlich größer. Entsprechend verschoben sind die jeweiligen Extremwerte. Die Irrtumswahrscheinlichkeit (p-Wert) bei Zurückweisung der Nullhypothese, d. h. der Annahme, zwischen beiden Verteilungen bestünde kein Unterschied, beträgt 3 %, was bei einem Signifikanzniveau von 5 % die Bestätigung der Alternativhypothese nahe legt, d. h. beide Verteilungen sind verschieden.

Bei den folgenden Werten, der erhaltenen, absoluten Länge des Ansatzes bei 0°-Slope bzw. 7°-Slope fällt die geschlechtsspezifische Trennung mit p-Werten von 21,5 % bzw. 55,8 % nicht mehr so scharf aus, dies wird erst bei den relativen Werten, d. h. bezogen auf die Ausgangslänge des HKB-Ansatzes, deutlich.

Bei einem Slope von 0° verbleibt am tibialen HKB-Ursprung im Mittel ein Ansatz von 9,6 mm, bei einem Slope von 7° sind es 7,3 mm. was eine Verschiebung von 2,3 mm nach unten entspricht. Prozentual verbleiben bei 0-Grad Slope 54,4 % und bei 7° Slope nur noch 38,6 % des ursprünglichen Ansatzbereichs. Innerhalb der Messreihen trat jedoch eine extrem große Streubreite von 0,4–99,6 % respektive 0,1–96,4 % auf.

Der Abstand zum femoralen Ansatz weist eine ebenfalls große Streubreite auf (Abbildung 20), dies bei einem Mittelwert von 27,8 mm. Zusätzlich kann ein geschlechtsspezifischer Unterschied nachgewiesen werden. Sowohl Streubreite als auch Mittelwert sind bei den männlichen Patienten geringfügig größer (ca. 4 mm).

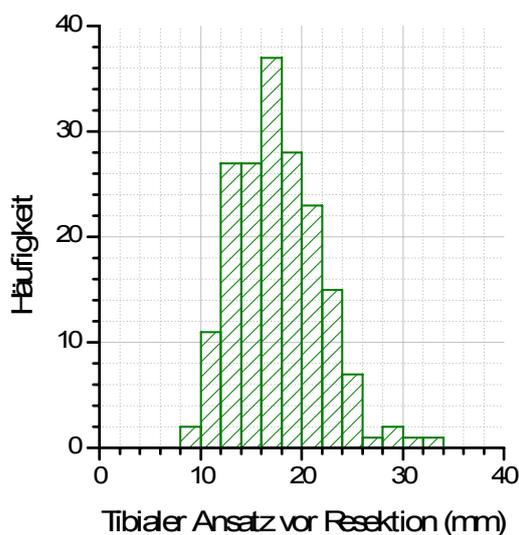
Alle statistischen Kennwerte zusammengefasst zeigt Tabelle 2, die zugehörigen Histogramme sind in Abbildung 17 bis Abbildung 20 zu finden.

Tabelle 2: Deskriptive Statistik zum HKB-Ursprung und -Ansatz

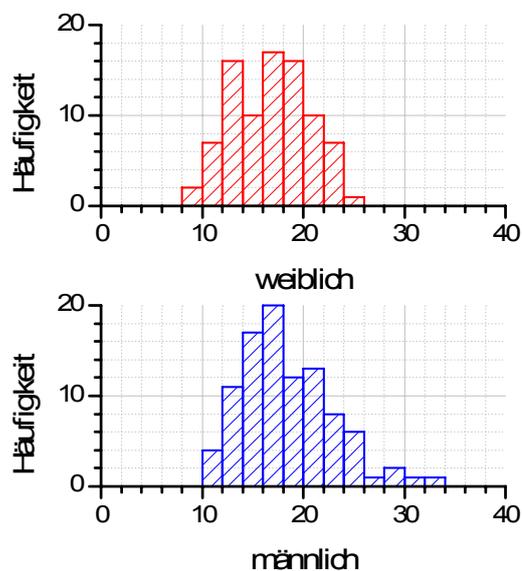
Variable	Einheit	N total	Mittelwert	Std.-abw.	Min.	Max.	Range	p-Wert
Tibialer Ansatz vor Resektion <sup>*)</sup>	mm	182	17,7	4,3	8,5	33,3	24,8	3,00%
	<i>weiblich</i>	86	16,8	3,8	8,5	25,5	17,0	
	<i>männlich</i>	96	18,5	4,5	11,1	33,3	22,2	
erhalten @ 0° Slope	mm	182	9,6	5,5	0,1	22,4	22,3	21,50%
	%	182	54,4	28,5	0,4	99,6	99,2	95,10%
erhalten @ 7° Slope	mm	182	7,3	4,6	0,0	25,0	25,0	55,80%
	%	182	38,6	24,7	0,1	96,4	96,3	74,40%
Abstand zum femoralen Ansatz <sup>*)</sup>	mm	182	27,8	5,1	14,5	40,4	25,8	<0,01%
	<i>weiblich</i>	86	25,6	4,6	15,7	37,4	21,6	
	<i>männlich</i>	96	29,7	4,7	14,5	40,4	25,8	

\*) statistisch signifikanter, geschlechtsspezifischer Unterschied ( $p < 5,0\%$ )

Tibialer Ansatz und der Abstand zum femoralen Ansatz folgen innerhalb der Geschlechter einer Normalverteilung. Die verbleibenden Längen des tibialen Ansatzes nach der Resektion zeigen jedoch charakteristisch verschiedene Häufigkeitsverteilungen. Bildet sich bei 0°-Slope weitgehend eine Gleichverteilung mit lokaler Häufung zwischen 70–80 %, so verschiebt sich diese Häufung auf 40–50 % bei 7°-Slope und einer weiteren, weit größeren Häufung bei 0–10 %, die fast 30 % der Patienten repräsentiert. Dies entspricht einer völligen Resektion des tibialen HKB Ansatzes bei diesen Patienten. Bei 0°-Slope sind in dieser Gruppe von 0–10 % nur etwa 8 % der Patienten zu finden.



a) insgesamt



b) geschlechtsspezifisch

Abbildung 17: Häufigkeitsverteilung des tibialen Ansatzes vor der Resektion

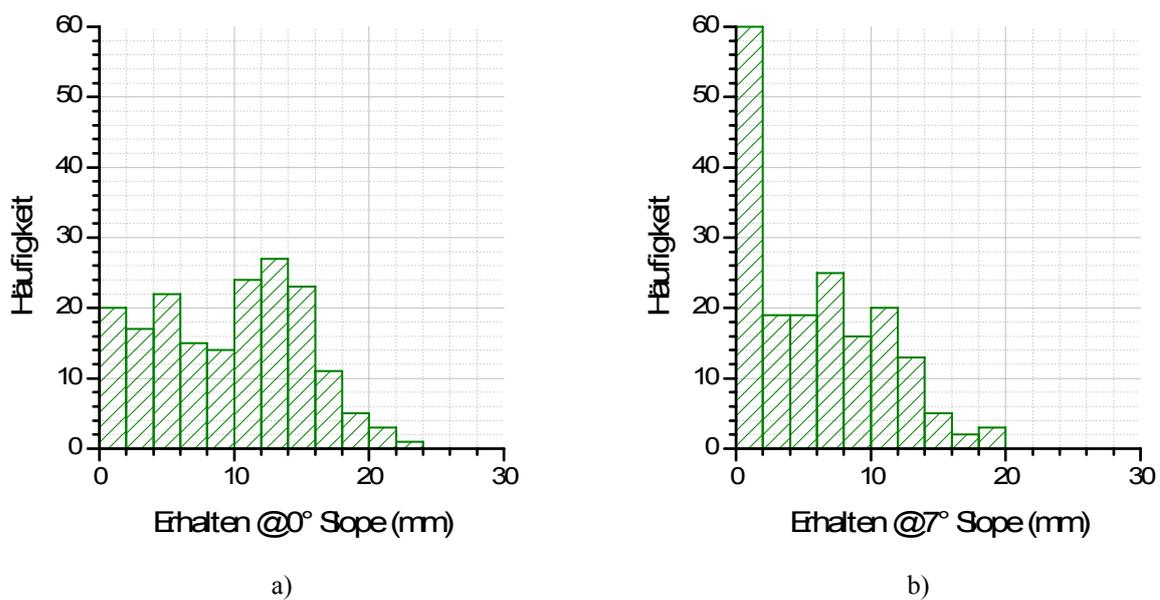


Abbildung 18: Häufigkeitsverteilung des verbleibenden tibialen Ansatzes des HKB (absolut)

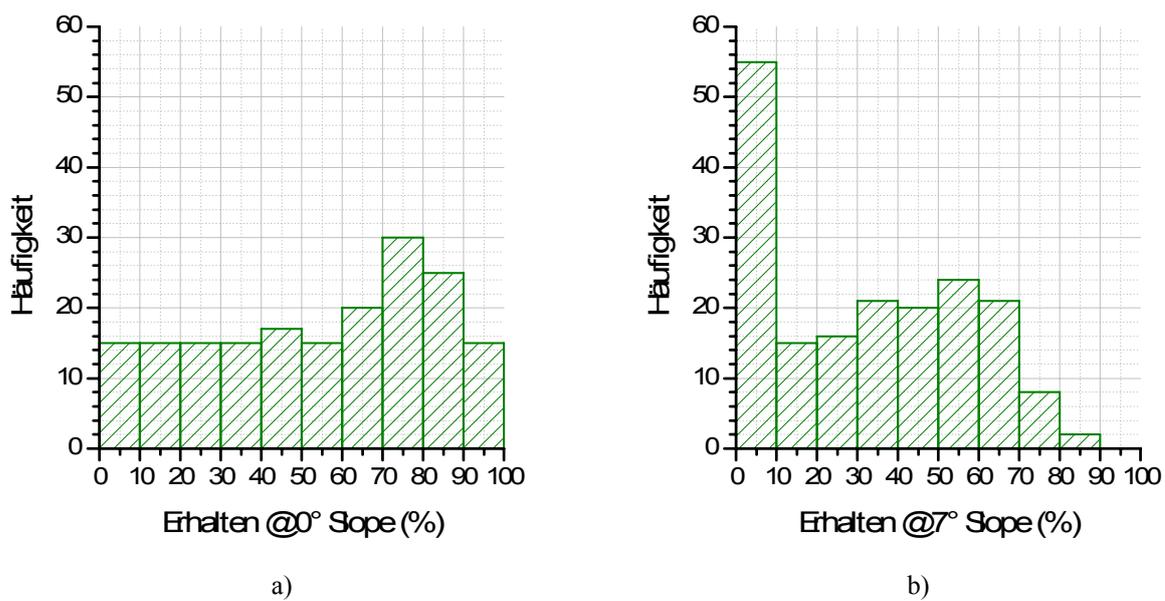


Abbildung 19: Häufigkeitsverteilung des verbleibenden tibialen Ansatzes des HKB (relativ)

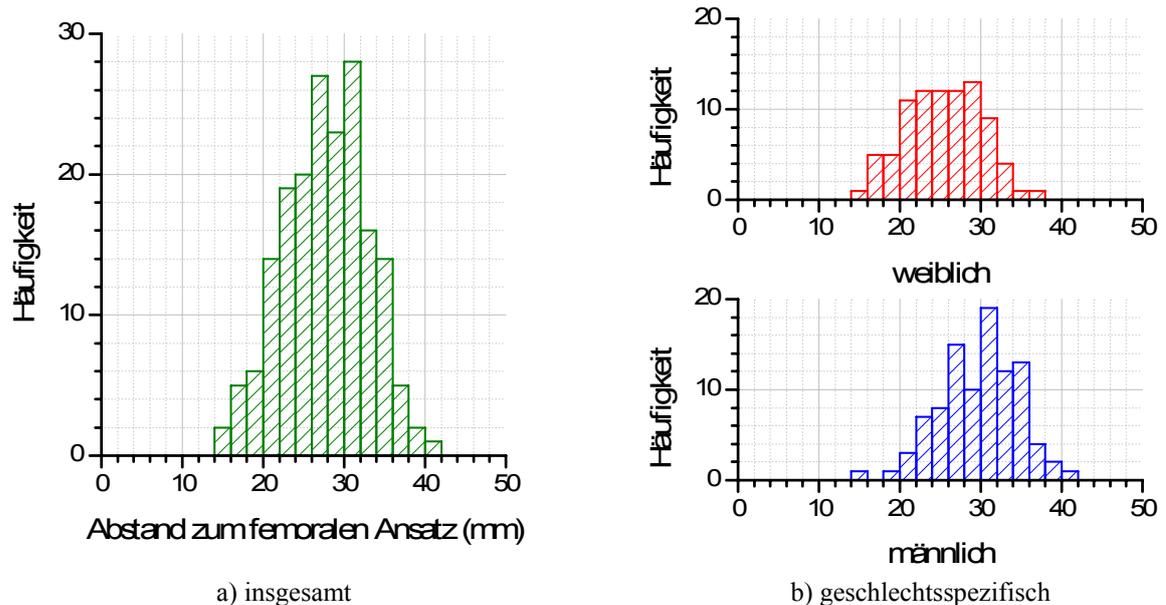


Abbildung 20: Häufigkeitsverteilung des Abstandes vom tibialen HKB-Ursprung zum femoralen Ansatz

### 3.2.2 Rotation der Tibiakomponente - Landmarken

Der Winkel  $\gamma$  zwischen Tuberositas tibiae – HKB-Ursprung und Tibiazentrum – Fibulaköpfchen sowie die Winkel  $\beta$  (zw. Tibiazentrum – Tuberculum gerdii und Tibiazentrum – Fibulaköpfchen) und  $\alpha$  (zw. Tibiazentrum – Tuberculum gerdii und Tibiazentrum – Tuberositas tibiae) weisen ähnliche Mittelwerte um ca.  $60^\circ$  und Standardabweichungen von ca. 14 % auf (Tabelle 3). Es konnten keine geschlechtsspezifischen Unterschiede festgestellt werden. Alle Winkel folgen einer Normalverteilung. Die Summe der drei Winkel liegt bei etwa  $169^\circ$  mit einer Standardabweichung von 3,5 %, die Winkel sind definitionsgemäß gegenläufig. Die jeweiligen Häufigkeitsverteilungen können Abbildung 21 entnommen werden.

Tabelle 3: Deskriptive Statistik zu den ermittelten Winkeln im Tibiaquerschnitt

Variable	Einheit	N total	Mittelwert	Std.-abw.	Min.	Max.	Range	p-Wert
Winkel $\gamma$ (Tuberositas-HKB-Ursprung / Tibiazentrum-Fibulaköpfchen)	°	182	63,0	9,4	42,9	86,4	43,5	14,39%
Winkel $\beta$ (Tibiazentrum-Gerdii / Tibiazentrum-Fibulaköpfchen)	°	182	55,4	8,5	31,2	76,5	45,3	93,15%
Winkel $\alpha$ (Tibiazentrum-Gerdii / Tibiazentrum-Tuberositas)	°	182	51,3	7,3	30,2	81,9	51,7	29,12%

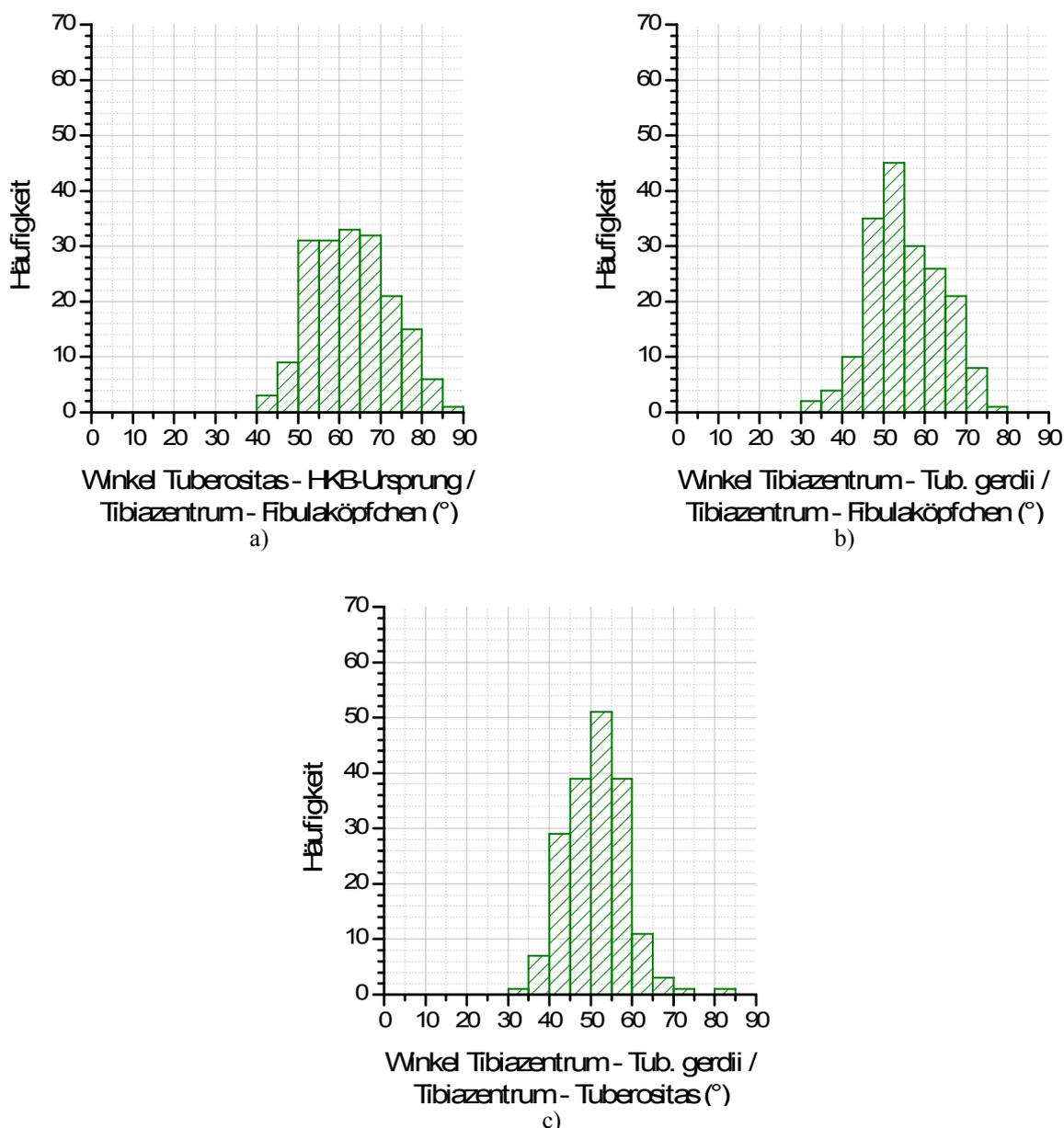


Abbildung 21: Häufigkeitsverteilung der ermittelten Winkel im Tibiaquerschnitt

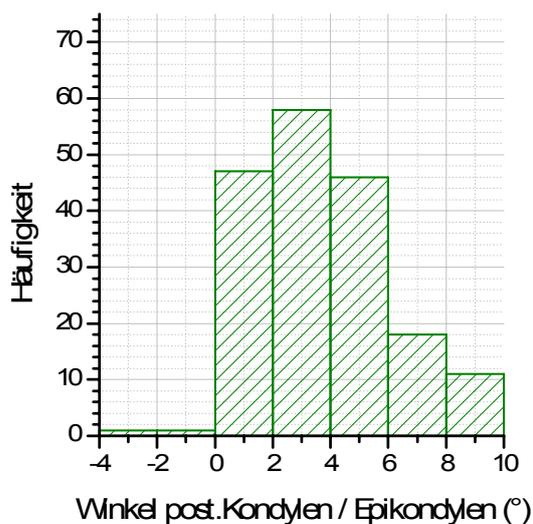
### 3.2.3 Rotation der Femurkomponente - Landmarken

Die im Schnitt durch die Epikondylen bestimmten Winkel  $\delta$  (zwischen den posterioren Kondylen und Epikondylen) und Winkel  $\varphi$  (zwischen der medialen und lateralen Femurfacette) weisen die in Tabelle 4 aufgeführten Werte auf. Alle Winkel folgen einer Normalverteilung, wengleich diese beim Winkel  $\delta$  bei 0 abgeschnitten ist. Ein negativer Winkel  $\delta$  entspricht dabei einer seltenen Innenrotation der posterioren Kondylen zu den Epikondylen [30].

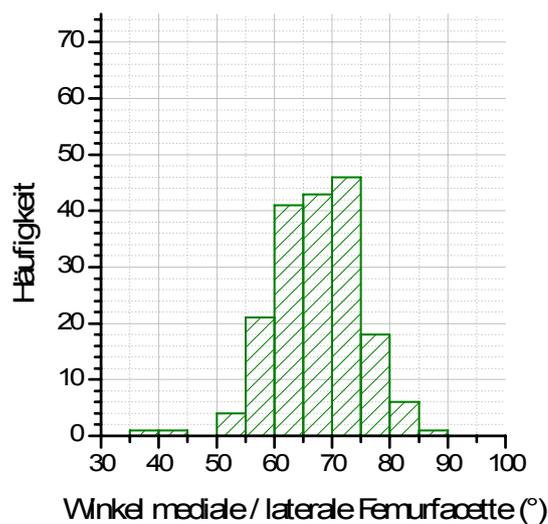
Die Histogramme sind in Abbildung 22 zusammengestellt. Es konnte kein geschlechtsspezifischer Unterschied festgestellt werden.

Tabelle 4: Deskriptive Statistik zu den ermittelten Winkeln im Femurquerschnitt

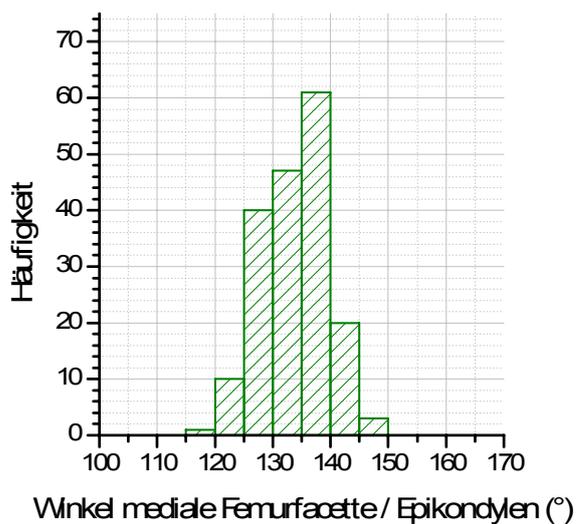
Variable	Einheit	N total	Mittelwert	Std.-abw.	Min.	Max.	Range	p-Wert
Winkel $\delta$ (post. Kondylen / Epikondylen)	°	182	3,6	2,4	-3,5	9,6	13,1	56,05%
Winkel $\varphi$ (med. / lat. Femurfacette)	°	182	67,4	7,3	38,7	86,9	48,2	47,15%
Winkel $\lambda_{med}$ (med. Femurfacette / Epikondylen)	°	182	133,7	5,8	116,5	146,8	30,3	92,93%
Winkel $\lambda_{lat}$ (lat. Femurfacette / Epikondylen)	°	182	66,2	5,5	48,5	100,2	51,7	48,54%



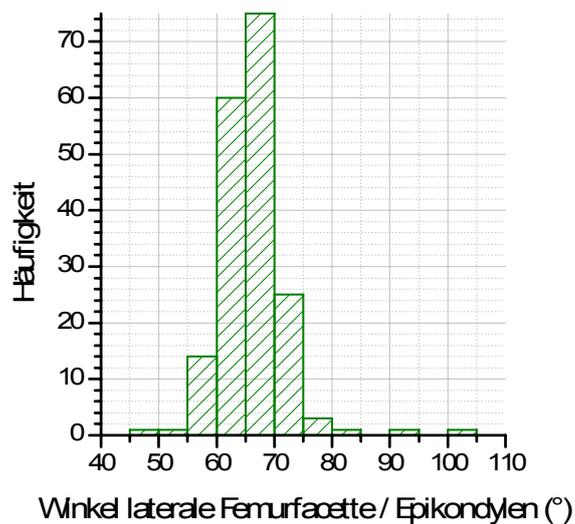
a)



b)



c)



d)

Abbildung 22: Häufigkeitsverteilung der ermittelten Winkel im Femurquerschnitt

### 3.2.4 Posteriores Offset des Femurs

Bei den Abständen zwischen den posterioren und den anterioren Femurkortizes med. und lat., sowie den Abständen zwischen posteriorem Femurkortex und den anterioren Femurkondylen med. und lat. konnte ein signifikanter Unterschied hinsichtlich des Geschlechts festgestellt werden. Die Ergebnisse sind in Tabelle 5 zusammengefasst.

Die gemessenen Abstände am weiblichen Knie sind im Durchschnitt etwa 10 % kleiner als am männlichen. Die Standardabweichungen liegen im Bereich 10–15 %.

Die zugehörigen Häufigkeitsverteilungen, die innerhalb eines Geschlechts etwa einer Normalverteilung folgen, sind in Abbildung 23 bis Abbildung 26 zu finden.

Tabelle 5: Deskriptive Statistik zu den Abständen zwischen femoralen Kortizes und Kondylen

Variable	Ein- heit	N total	Mittel- wert	Std.- abw.	Min.	Max.	Range	p-Wert
Abstand (post. Femurkortex / ant. Femurkortex med.) <sup>*)</sup>	mm	182	31,4	5,1	20,1	47,1	27,0	<0,01%
<i>weiblich</i>		86	29,5	4,5	20,1	40,2	20,2	
<i>männlich</i>		96	33,1	5,1	20,6	47,1	26,4	
Abstand (post. Femurkortex / ant. Femurkortex lat.) <sup>*)</sup>	mm	182	36,6	4,9	24,3	54,6	30,3	<0,01%
<i>weiblich</i>		86	34,8	4,6	24,3	54,6	30,3	
<i>männlich</i>		96	38,2	4,6	29,9	52,5	22,6	
Abstand (post. Femurkondylus / ant. Femurkortex med.) <sup>*)</sup>	mm	182	58,6	6,5	43,5	84,7	41,2	<0,01%
<i>weiblich</i>		86	55,0	5,3	43,5	74,8	31,3	
<i>männlich</i>		96	61,9	5,8	49,4	84,7	35,3	
Abstand (post. Femurkondylus / ant. Femurkortex lat.) <sup>*)</sup>	mm	182	61,7	6,7	46,6	84,8	38,2	<0,01%
<i>weiblich</i>		86	58,1	5,2	46,6	70,1	23,5	
<i>männlich</i>		96	64,9	6,3	54,6	84,8	30,2	

\*) statistisch signifikanter, geschlechtsspezifischer Unterschied ( $p < 5,0 \%$ )

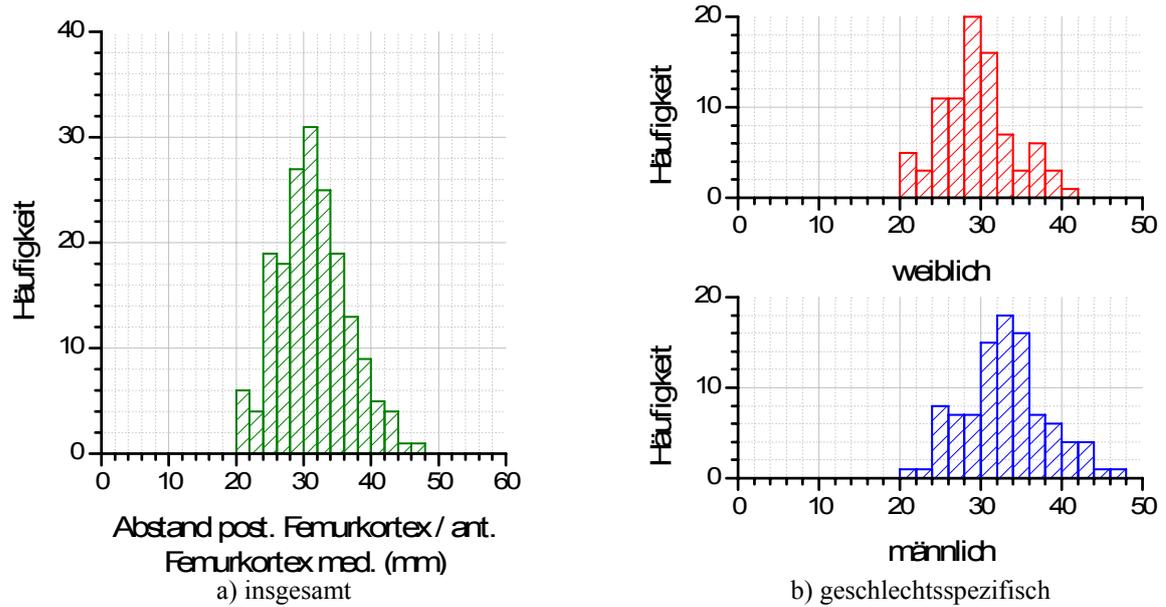


Abbildung 23: Häufigkeitsverteilung des Abstandes post. Femurkortex zu ant. Femurkortex med.

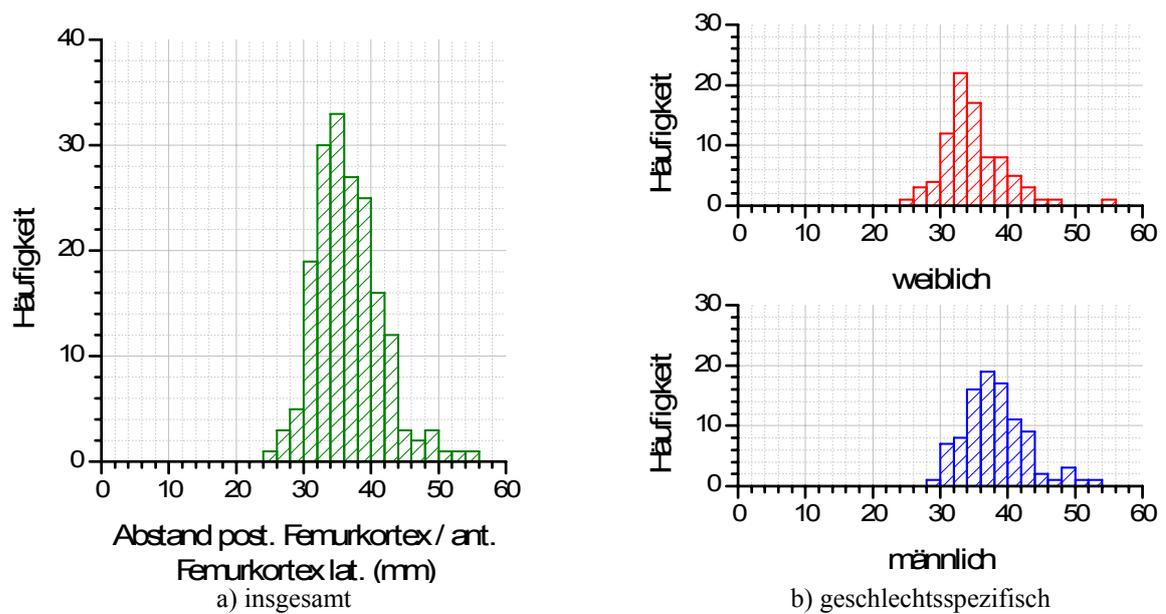


Abbildung 24: Häufigkeitsverteilung des Abstandes post. Femurkortex zu ant. Femurkortex lat.

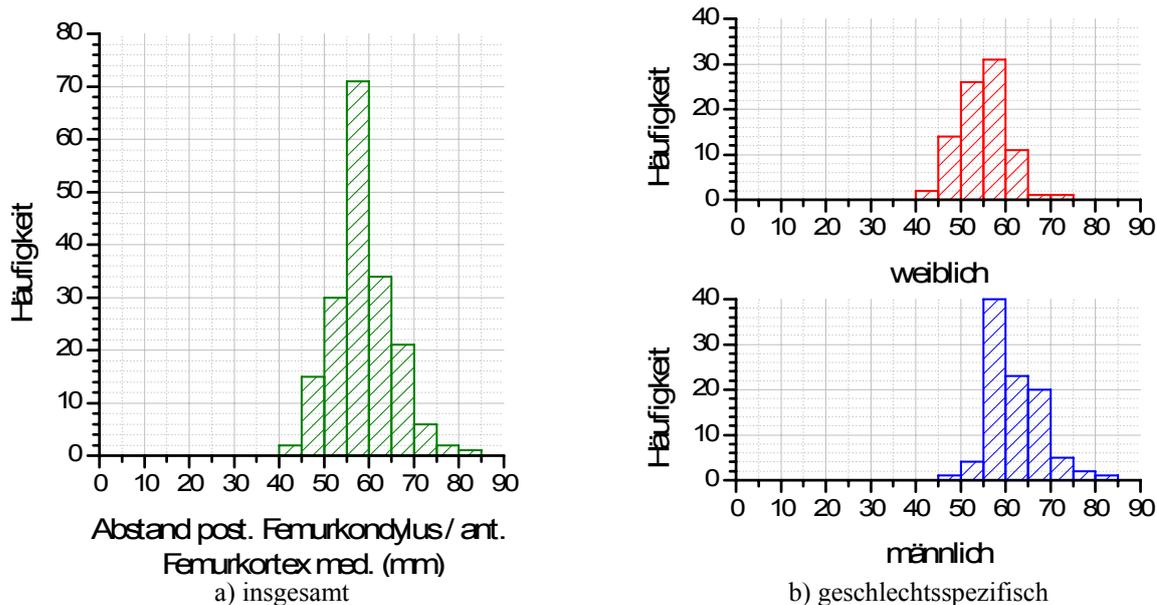


Abbildung 25: Häufigkeitsverteilung des Abstandes post. Femurkondylus zu ant. Femurkortex med.

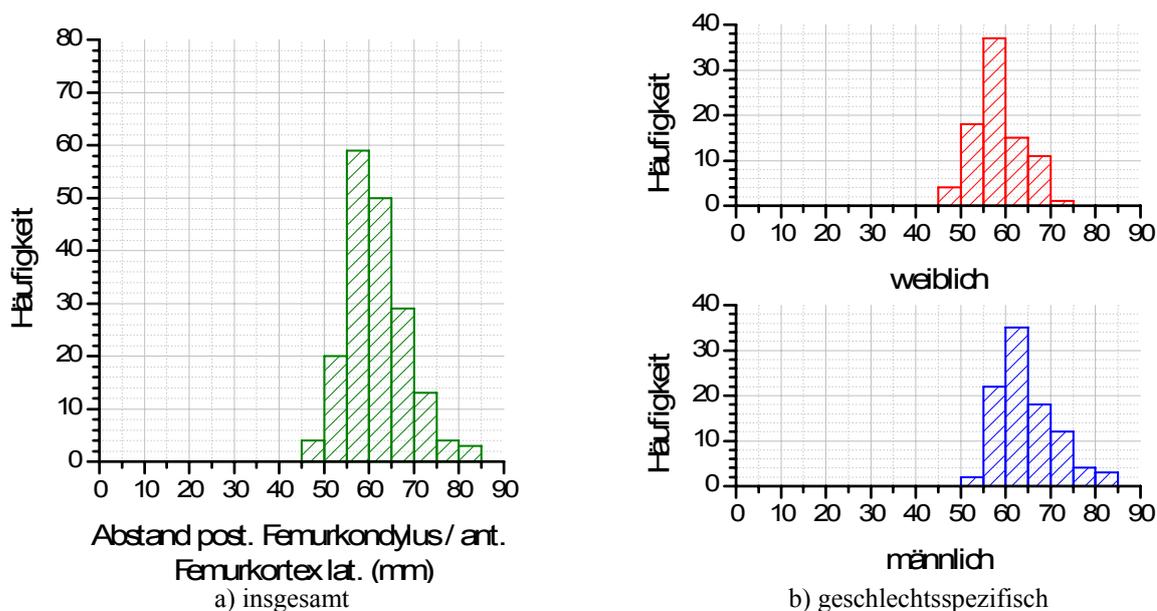


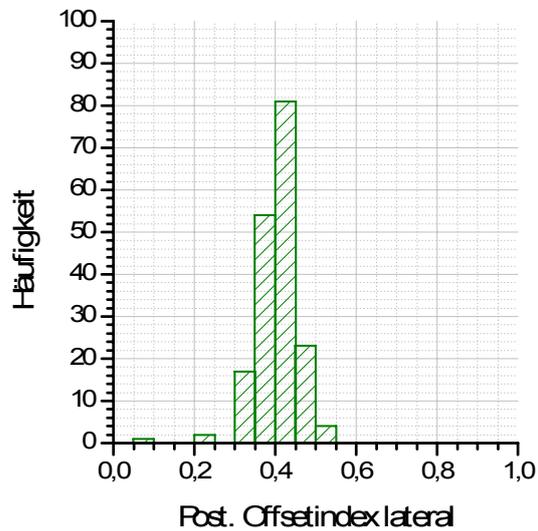
Abbildung 26: Häufigkeitsverteilung des Abstandes post. Femurkondylus zu ant. Femurkortex lat.

Die errechneten posterioren Offsetindizes med. und lat. ( $I_{\text{pco,med}}$  bzw.  $I_{\text{pco,lat}}$ ) sowie der anhand der Mittelwerte errechnete mittlere Offsetindex  $I_{\text{pco}}$  sind in Tabelle 6 gelistet. Letzterer liegt im Durchschnitt bei 0,434 mit einer Standardabweichung von 11,7 %. Der  $I_{\text{pco,med}}$  ist dabei im Mittel ca. 15 % größer als  $I_{\text{pco,lat}}$ . Die Streubreite ist lateral leicht größer.

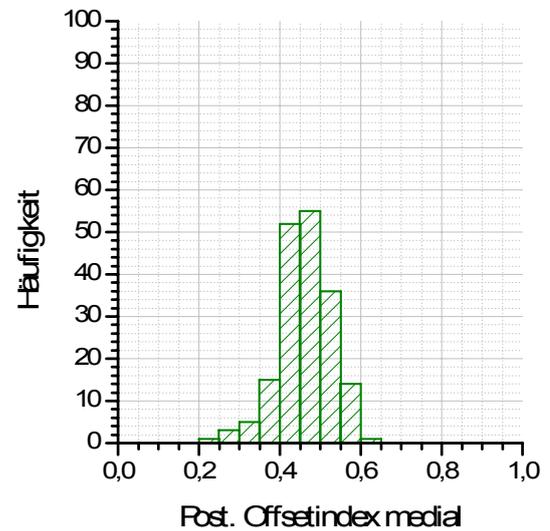
Die Häufigkeitsverteilung zeigt Abbildung 27. Es konnte kein geschlechtsspezifischer Unterschied nachgewiesen werden. Eine Normalverteilung ist gegeben.

Tabelle 6: Deskriptive Statistik zu den Offsetindizes

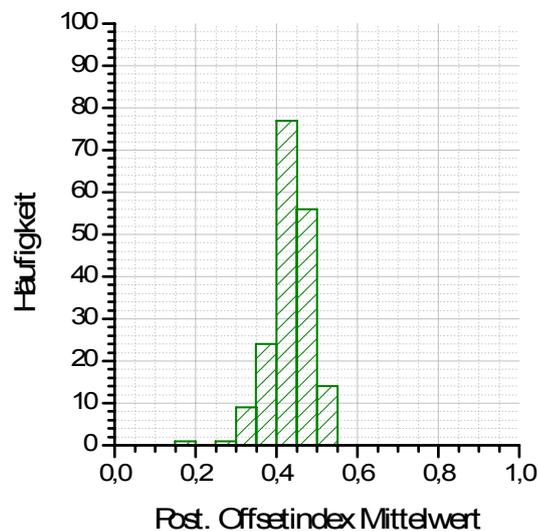
Variable	Ein- heit	N total	Mittel- wert	Std.- abw.	Min.	Max.	Range	p-Wert
Post. Offsetindex medial	-	182	0,464	0,064	0,244	0,645	0,400	93,82%
Post. Offsetindex lateral	-	182	0,405	0,056	0,050	0,543	0,493	68,59%
Post. Offsetindex Mittelwert	-	182	0,434	0,051	0,166	0,534	0,367	63,29%



a) lateral



b) medial



c) gemittelt

Abbildung 27: Häufigkeitsverteilung der posterioren Offsetindizes

### 3.3 Multifaktorielle, lineare Regression

#### 3.3.1 Landmarken zur Tibiarotation

Mit dem Ziel der Ermittlung neuer Landmarken zur Bestimmung der tibialen Rotation (Achse HKB-Tuberositas tibiae) wurden die ermittelten Winkel im Tibiaquerschnitt der simulierten Resektionsebene auf einen Zusammenhang hin untersucht.

Unter Annahme einer linearen Abhängigkeit, kann der Winkel  $\gamma$  folgendermaßen beschrieben werden:

$$\gamma = 135,122 - 0,807 \cdot \beta - 0,535 \cdot \alpha$$

mit

$$\gamma = \sphericalangle(\text{Tuberositas tibiae} - \text{HKB-Ursprung}, \text{Tibiazentrum} - \text{Fibulaköpfchen}) = \sphericalangle(g_5, g_4) \quad (\text{Gl. 1})$$

$$\alpha = \sphericalangle(\text{Tibiazentrum} - \text{Tub. gerdii}, \text{Tibiazentrum} - \text{Tuberositas tibiae}) = \sphericalangle(g_3, g_2)$$

$$\beta = \sphericalangle(\text{Tibiazentrum} - \text{Tub. gerdii}, \text{Tibiazentrum} - \text{Fibulaköpfchen}) = \sphericalangle(g_3, g_4)$$

Die Übereinstimmung der anhand der Modellgleichung (Gl. 1) ermittelten Werte mit den Messwerten ist in Abbildung 28 dargestellt. Die mittlere Winkelabweichung vom tatsächlichen Winkel  $\gamma$  beträgt  $0 \pm 5,4^\circ$  mit einer Streuung von  $-14,9^\circ$  bis  $15,0^\circ$ .

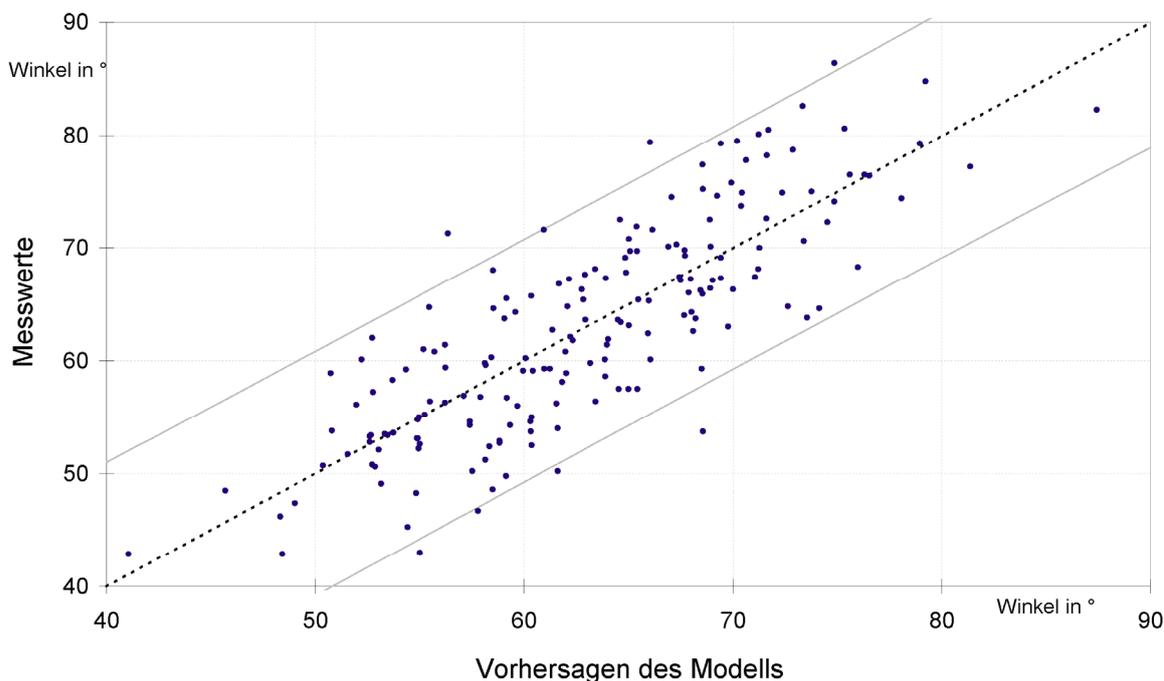


Abbildung 28: Übereinstimmung der Messwerte mit den Vorhersagen aus dem gefundenen Modell zum Winkel  $\gamma$

#### 3.3.2 Landmarken zur Femurrotation

Analog zur Vorgehensweise zur Bestimmung der tibialen Rotation wurde unter Annahme eines linearen Zusammenhangs eine Modellgleichung zur Bestimmung des Winkels zwischen

post. Kondylen und Epikondylen  $\delta$  in Abhängigkeit von den Winkeln  $\varphi$  (mediale / laterale Femurfacette),  $\lambda_{med}$  (mediale Femurfacette / post. Kondylenachse) ermittelt:

$$\delta = -13 + 0,22 \cdot \lambda_{med} - 0,2 \cdot \varphi$$

mit

$$\delta = \sphericalangle(\text{post. Kondylen, Epikondylen}) = \sphericalangle(g_6, g_7) \quad (\text{Gl. 2})$$

$$\lambda_{med} = \sphericalangle(\text{post. Kondylen, mediale Femurfacette}) = \sphericalangle(g_7, g_8)$$

$$\varphi = \sphericalangle(\text{mediale, laterale Femurfacette}) = \sphericalangle(g_8, g_9)$$

Die Übereinstimmung der anhand der Modellgleichung ermittelten Werte mit den Messwerten ist in Abbildung 29 dargestellt. Die mittlere Winkelabweichung von der tatsächlichen Epikondylenachse beträgt  $0 \pm 2,1^\circ$  mit einer Streuung von  $-5,8^\circ$  bis  $4,7^\circ$ .

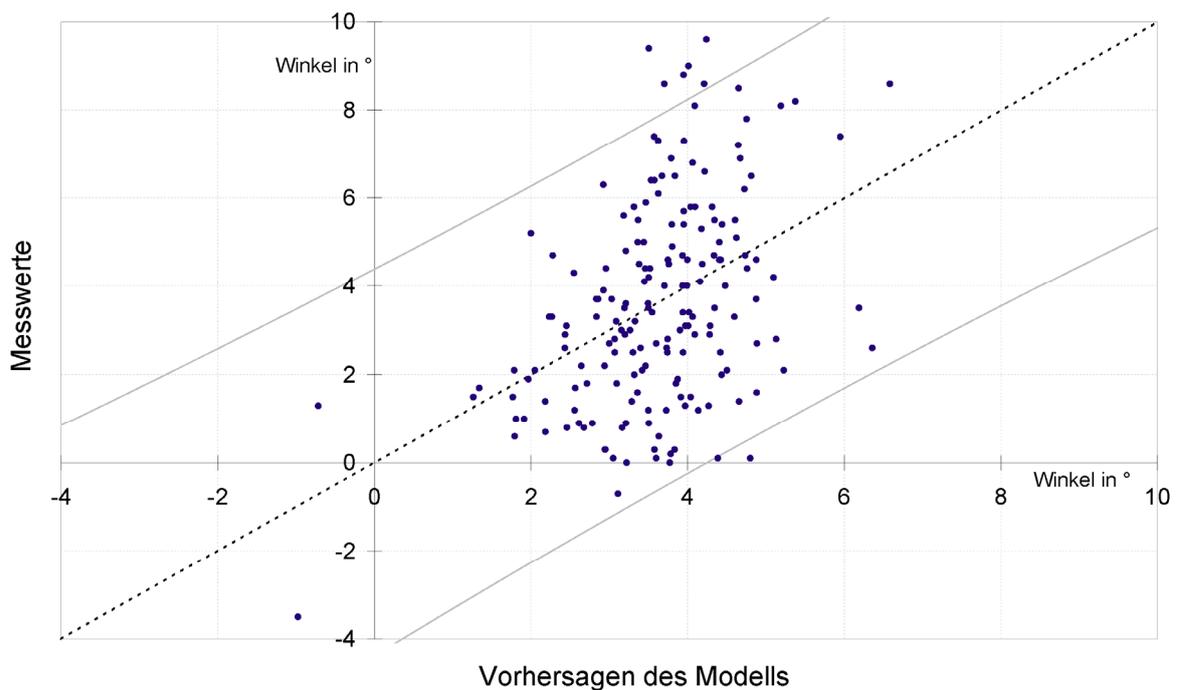


Abbildung 29: Übereinstimmung der Messwerte mit den Vorhersagen aus dem gefundenen Modell zum Winkel  $\delta$

---

## 4 Diskussion

### 4.1 Das hintere Kreuzband

Der Erhalt bzw. die Resektion des HKB ist eine fortwährende Kontroverse in der Endoprothetik des Kniegelenks [49,50]. Es gibt drei chirurgische Möglichkeiten, das hintere Kreuzband bei der Knieendoprothesenimplantation zu adressieren: das HKB immer zu erhalten, es immer oder lediglich in Abhängigkeit von der Pathologie zu entfernen [51].

Entscheidend für den Erfolg einer OP, in der das hintere Kreuzband erhalten bleibt, ist die Erfahrung des Operateurs, eine korrekte chirurgische Technik, die Verwendung von guten Implantaten sowie richtige Weichteilbehandlung [1]. Letztere wird jedoch durch die Tatsache erschwert, dass neben den Seitenbändern noch ein zentraler Stabilisator des Gelenks beim Weichteilbalancing zu berücksichtigen ist [52].

Für den Erhalt des HKB spricht, dass es eines der stärksten Bänder des Knies ist [51]. Laut Scott soll das HKB bei 99 % der zu operierenden Kniegelenke intakt sein [53], wenngleich die Methodik der zu Grunde liegenden Studie kritisch hinterfragt werden muss.

Der Erhalt des HKB soll insbesondere die Beanspruchung der Grenzfläche zwischen Knochen und Zement vermindern und die Zugspannung absorbieren, um sie in den Knochen zu übertragen [54,55,56]. Zudem kommt es beim Erhalt des HKB zu einer besseren Propriozeption durch die Mechanorezeptoren im HKB. Das femorale Zurückrollen wird verstärkt („roll back“), folglich wird durch die Verlängerung des Momentarms des Quadrizeps die Funktion des Streckapparats verbessert [57,58]. Nach [56] stabilisiert sich der Gang mit erhaltenem HKB. Eine kreuzbanderhaltende Prothese ist effizienter beim Gehen und Treppensteigen als bei kreuzbandresezierender Prothese [57].

Bei rheumatoider Arthritis ist der HKB-Erhalt jedoch kritisch zu sehen, da hierbei die Revisionsrate nach 8,2 Jahren, aufgrund einer Flexionsinstabilität oder der Ausbildung eines Genu recurvatum, erhöht ist [59]. Dies deutet auf einen sekundären Verlust der stabilisierenden Funktion aufgrund des chronisch inflammatorischen Prozesses hin und verdeutlicht die für den Erfolg langfristig erforderliche mechanische Festigkeit des HKB bei der Entscheidung zu dessen Erhalt.

Deutlich gegen einen Erhalt des HKB sprechen schwere Deformitäten in der Frontalebene, ausgeprägte Beugekontraktur, globale Instabilität und, wie bereits erwähnt, rheumatoide Arthritis [1].

---

In der Chirurgie erschwert ein intaktes HKB den Zugang zum Gelenk. Besonders eine vollständige Korrektur schwerer Varus- oder Valgusdeformitäten ist nur unter Entfernung des HKB möglich [60].

Laut Mahoney et. al. ist es bei der Implantation einer HKB-erhaltenden Prothese schwieriger die Länge des HKB beizubehalten [61]. Durchleuchtungsstudien zeigen, dass das erwartete kontrollierte Zurückrollen bei HKB-Erhalt ausbleibt. Es kommt sogar während der Flexion oft zu einer paradoxen Bewegung des Femurs nach ventral. [62,63,64,65]

HKB-ersetzende Prothesen sind hinsichtlich der Kinematik überlegen, sie haben zum Beispiel eine im Vergleich zu HKB-erhaltenden Implantaten um  $7^\circ$  größere aktive Beugefähigkeit. [66,67,68,69]

Trotz dieser Daten hat sich der Erhalt des HKB in Deutschland als Standardvorgehen etabliert. Eine einheitliche Technik zum Erhalt gibt es dennoch nicht. Einige Chirurgen lassen einen posterioren Knochenblock an der Tibia stehen, um den Ansatz des HKB vollständig zu erhalten. Im Gegensatz dazu resezierten viele Chirurgen das Tibiaplateau vollständig und entfernen damit einen bislang nicht bekannten Anteil des tibialen HKB-Ansatzes. Es wurde postuliert, dass dieser Anteil vom posterioren Slope der Tibia abhängt, da mit zunehmendem posterioren Slope der Resektionsebene ein größerer Anteil des HKB-Ansatzes entfernt wird. Diese Hypothese konnte in dieser Studie bestätigt werden, da gezeigt werden konnte, dass die Reduktion der Ansatzfläche vom eingestellten posterioren Slope abhängt. Verbleiben bei einem post. Slope von  $0^\circ$  durchschnittlich etwa die Hälfte der Ansatzfläche, sind es bei einem Slope von  $7^\circ$  noch etwa ein Drittel. Wenngleich keine biomechanischen Testungen im Rahmen dieser Arbeit erfolgten, ist bei einer Entfernung von im Schnitt 50 % respektive 70 % der Ansatzfläche von einer klinisch relevanten Schwächung des HKB auszugehen. Die Streuung zwischen 0 und 100 % zeigt, dass relevante interindividuelle Differenzen vorliegen, die dazu führen, dass in einigen Fällen das HKB vollständig erhalten, in anderen vollständig reseziert wird.

Vor dem Hintergrund dieser Daten erscheint es wahrscheinlich, dass in vielen Fällen, in denen eine kreuzbanderhaltende Operationstechnik ohne explizite Schonung des tibialen HKB-Ansatzes durch einen Knochenblock erfolgt, das HKB tatsächlich insuffizient ist. Dies könnte eine Erklärung für die widersprüchlichen kinematischen Daten nach kreuzbanderhaltendem Gelenkersatz sein [62,63,70,71]. So zeigte Dennis mit Hilfe fluoroskopischer Untersuchungen erstmals, dass es bei kreuzbanderhaltender Operationstechnik in 72 % der Fälle zu einem pa-

---

thologischen „roll-forward“ des Femurs kommt [64]. Im Gegensatz dazu beobachtete Suggs ebenfalls anhand fluoroskopischer Untersuchungen eine physiologische Gelenkkkinematik nach kreuzbanderhaltendem Kniegelenksersatz [72].

Eine Ursache für die konträren Literaturdarstellungen der femorotibialen Kinematik – und damit auch indirekt der HKB–Funktion – könnte die mangelnde intraoperative Objektivierbarkeit der HKB–Suffizienz sein. So gibt es bislang keine Möglichkeit, die Suffizienz des erhaltenen HKB nach der tibialen Resektion zu prüfen. Lediglich das sogenannte „booking“ soll ein Hinweis auf ein zu straffes HKB respektive einen zu engen Beugespalt sein [10]. Im Gegensatz dazu ist keine Methode für die Identifikation eines insuffizienten HKB etabliert. Damit obliegt es bislang dem Operateur, mit Augenmass die Suffizienz des HKB einzuschätzen. In Anbetracht der erheblichen intraindividuellen Streubreite des noch vorhanden tibialen HKB-Ansatzes erscheint die OP–Technik eines HKB-Erhaltes ohne Erhalt eines Knochenblockes fraglich. Selbst bei intraoperativ scheinbar noch intaktem HKB ist eine sekundäre Insuffizienz denkbar. Aufgrund der reduzierten Ansatzfläche kann es durch Ausriss oder aber Elongation der mechanisch überforderten noch inserierenden Fasern kommen. Eine Abhängigkeit der tibialen HKB-Ansatzfläche nach simulierter Resektion vom Alter oder Geschlecht der Patienten konnte ausgeschlossen werden, so dass diese Patientencharakteristika keine Hilfe in der Entscheidung für oder wider eine Operationstechnik sind. Im Gegensatz dazu unterscheidet sich jedoch die absolute Länge des tibialen HKB-Ansatzes zwischen Männern und Frauen, wobei Männer einen um 1,7 mm längeren HKB-Ansatz haben. Dies ist durch das im Schnitt größere männliche Kniegelenk erklärbar und daher nicht als Spezifikum des HKB zu werten [73]. Damit übereinstimmend zeigte sich auch ein signifikant größerer Abstand zwischen dem tibialen und femoralen HKB-Ansatz bei Männern. Erstaunlicherweise ist jedoch nach simulierter tibialer Resektion kein Geschlechtsunterschied in der absoluten Länge des noch vorhandenen tibialen HKB-Ansatzes mehr zu erkennen. Dies deutet auf einen kaudaleren tibialen Ansatz des HKB bei Frauen hin.

## **4.2 Rotation der Tibiakomponente**

Malrotationen der tibialen Komponente sind verzeihender als Fehler in der Einstellung der Rotation der femoralen Komponente [74]. Bei Verwendung einer kongruenten rotierenden Plattform gleicht die Rotation des Inlays nach allgemeiner Meinung gegenüber dem Tibia-plateau Rotationsfehler zu einem gewissen Maß aus. Die Toleranz wird durch das Impinge-

---

ment des Inlays gegen Knochen oder Weichteile ebenso wie durch die kinematischen Veränderungen mit größer werdendem posterioren Slope limitiert.

Kinematisch folgt aus einer femorotibialen Malrotation bei einem „flat-on-flat“-Design einer fixen Plattform vermehrter Abrieb und mit zunehmender höherer Konformität der Implantate eine signifikante Störung des femorotibialen und patellofemorale Bewegungsablaufes [75]. Eine korrekte Rotationsausrichtung der tibialen Komponente ist daher in jedem Fall anzustreben. Demgegenüber ist festzustellen, dass es bislang keinen Goldstandard für die korrekte Rotation der tibialen Komponente in der Knieendoprothetik gibt. In den verfügbaren Operationstechniken werden unterschiedliche anatomische Landmarken (mediales Drittel der Tuberositas tibiae, Tibiavorderkante, Symmetrie des Tibiaplateaus, Best Coverage, Sprunggelenkgabel, Metatarsale II) gleichberechtigt neben dem funktionellen Ansatz des Einlaufens des Probeplateaus, vor Allem in der Revisionsendoprothetik, angegeben [10].

Das Ziel aller Methoden ist eine größtmögliche koronare Konformität von Femur- und Tibiaimplantat. Die Inter- und Intraobservervariabilität der unterschiedlichen anatomischen Landmarken ist jedoch selbst am Leichenpräparat mit Standardabweichungen von bis zu  $28^\circ$  erheblich [20]. In computertomographischen Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass in 50 % der Fälle eine Abweichung der Achse durch das mediale Drittel der Tuberositas tibiae und dem Tibiaschaftzentrum zur Epikondylenachse von mehr als  $5^\circ$ , in 12 % sogar von mehr als  $10^\circ$  besteht [22]. Die Ausrichtung des Tibiaimplantats nach dem oberen Sprunggelenk oder dem Metatarsale II ist bereits aufgrund der variablen Torsion der Tibia von bis zu  $41^\circ$  problematisch [76]. Die funktionelle Ausrichtung des Tibiaimplantats durch intraoperatives Einlaufen des Probeteils ist infolge möglichen Knochen- oder Weichteilimpingements, Bandlaxizität und dem intraoperativ reduzierten Muskeltonus fehleranfällig. Die Folge sind erhebliche Differenzen zwischen anatomischer und funktioneller Ausrichtung des Tibiateils von bis zu  $25^\circ$  [75]. Ikeuchi beobachtete eine Streubreite von  $15^\circ$  und warnt daher vor der alleinigen funktionellen Ausrichtung der tibialen Komponente [77].

Während für das Femur die Epikondylenachse, als Verbindung des medialen und lateralen Ansatzpunktes der Seitenbänder, die biomechanisch günstigste Landmarke zu sein scheint, wird die distale Insertion der Seitenbänder, das heißt insbesondere die Fibula, für die Gelenkinematik und die Einstellung der tibialen Rotation bislang ausgeklammert. Die Einbeziehung der Fibula als distalen Insertionspunkt des Außenbandes für die Bestimmung der tibialen Rotation erscheint daher logisch und sollte im Rahmen dieser Arbeit untersucht werden. Ausge-

---

hend von der Lage von Tuberositas tibiae, Tuberkulum gerdii, Spitze des Fibulaköpfchens sowie des Tibiazentrums sollte die Lage der Achse Tuberositas tibiae – HKB-Ansatz als am weitesten verbreitete, aber intraoperativ schwierig darzustellende und vor allem kurze Achse ermittelt werden. Dazu wurde der Zusammenhang zwischen den im Tibiaquerschnitt der simulierten Resektionsebene ermittelten Winkel bestimmt.

Dabei ergab sich eine Abweichung zwischen berechneten und real gemessenen Werten von  $0^\circ \pm 5.4^\circ$  (Extremwerte von  $-14.9^\circ$  bis  $15.0^\circ$ ). Diese erscheint bezogen auf die Tibia zwar nicht optimal, aber doch akzeptabel.

Im Gegensatz dazu ist die unmittelbare Identifikation der Achse zwischen medialem Drittel der Tuberositas tibiae und dem Ansatzpunkt des hinteren Kreuzbandes laut Siston et. al. mit einer Range von über  $80^\circ$  bei einer Standardabweichung von  $28^\circ$  für die Festlegung der Rotation der Tibiakomponente unzureichend [20].

Der ermittelte Zusammenhang zwischen der Position des Fibulaköpfchens, des Tuberkulum gerdii und der Tuberositas tibiae unterstreicht die Relevanz der distalen Seitenbandansätze (und des Tractus iliotibialis) und könnte im Rahmen einer navigierten Implantationstechnik nach entsprechender prospektiver Evaluation eine praktische Anwendung finden.

### **4.3 Rotation der Femurkomponente**

Die intraoperative Festlegung der korrekten Rotation des Femurteils ist ähnlich wie bei der Tibia anspruchsvoller als die Achsausrichtung an der mechanischen Beinachse. Dies liegt daran, dass die Rotationslandmarken schlecht reproduzierbar aufgefunden werden können und die resultierenden Achsen erheblich kürzer als die mechanischen Beinachsen sind.

Zur Einstellung der femoralen Komponentenrotation haben sich vier unterschiedliche Landmarken etabliert (posteriore Kondylen, Whiteside-Linie, Epikondylen und Symmetrie des Beugespalts). Keine der vorgenannten Landmarken konnte sich bislang als Goldstandard etablieren.

Bei alleiniger Verwendung der posterioren Kondylenachse verfälschen Knorpel und eventuelle Knochendefekte als Teil des arthritischen Prozesses häufig die Referenz [10]. Gegensinnig führt eine Hypoplasie der lateralen Kondyle bei der Valgusarthrose ebenfalls zu einer pathologischen Landmarke.

Ebenso ist die Whiteside-Linie als vergleichsweise kurze Landmarke für sich allein unsicher, da bereits geringere Unsicherheiten bei der Palpation, besonders bei Trochleadysplasien und verschiedenen Valgusknien, zu relevanten Rotationsfehlern führen [33,78].

Die chirurgische Epikondylenachse hat sich aufgrund der Tatsache, dass es die einzig noch postoperativ visualisierbare Landmarke ist, als Standard in der postoperativen Diagnostik des Kniegelenks durchgesetzt. Da die Epikondylen schwierig zu identifizieren sind [79,80,81], ist die direkte intraoperative Palpation fehleranfällig und als alleinige Landmarke für die femorale Rotation nicht empfehlenswert. Ein Zusammenhang zwischen den Seitenbandansätzen und der Form des distalen Femurs erscheint plausibel und sollte als Nebenhypothese im Rahmen dieser Arbeit mit dem Ziel untersucht werden, die Epikondylenachse mit Hilfe anderer Achsen zu approximieren. Dieser wurde zwischen der medialen und lateralen Facette des Femurs sowie der posterioren Kondylenachse gefunden. Die mittlere Winkelabweichung der modellhaft vorherberechneten Werte betrug  $0^\circ \pm 2,1^\circ$  (Extremwerte von  $-5,8^\circ$  bis  $4,7^\circ$ ) und erscheint daher in der Größenordnung der Abweichungen anderer Landmarken von der Epikondylenachse. Die mediale und laterale Facette des distalen Femurs stellen damit keine echte Alternative zu den etablierten Landmarken dar, könnten aber als zusätzliche Orientierung – aufgrund des komplexen Zusammenhanges im Rahmen navigierter Implantationen – dienen.

#### **4.4 Der Posteriore Offsetindex**

Dem posterioren Offset des Femurs wurde als Maß für die posteriore Gelenkebene des Kniegelenks in den letzten Jahren zunehmend Bedeutung beigemessen [82]. Während in der Primärendoprothetik die Rekonstruktion des posterioren Offsets einer anatomischen Herangehensweise entspricht und zu überlegenen Ergebnissen führt [42,43], gibt es für die Revisionssituation bislang keinen Anhaltspunkt für das zu rekonstruierende posteriore Offset. Im Rahmen dieser Studien sollte als Nebenhypothese überprüft werden, ob das posteriore Offset des Femurs – absolut in mm und relativ als Index – vom Alter oder Geschlecht der Patienten abhängt und erstmals Referenzwerte getrennt für die mediale und laterale Kondyle bestimmt werden.

Die ermittelten Daten zeigen, dass das posteriore Offset sich medial und lateral erheblich unterscheidet, so dass bei Angabe eines einzigen Offsets im konventionellen Seitbild im günstigsten Fall ein Mittelwert bestimmt werden kann. Es zeigte sich ein deutlicher Geschlechtsunterschied, entsprechend den bei Männern größeren Kniegelenken ist auch das absolute posteriore Offset medial und lateral größer als bei Frauen. Im Gegensatz dazu ist der postero-

---

re Offsetindex als Quotient aus Kondylentiefe zu distalem Markraumdurchmesser geschlechtsunabhängig. Der laterale posteriore Offsetindex  $I_{\text{pco,lat}}$  ist mit einem Mittelwert von 0,405 kleiner als der mediale posteriore Offsetindex  $I_{\text{pco,med}}$  mit einem Mittelwert von 0,464. Die gewonnenen Daten könnten im Falle einer Revision bei der präoperativen Planung des posterioren Offsets verwendet werden.

#### **4.5 Limitationen der Studie**

In dieser Studie wurden ausschließlich gesunde, demzufolge nicht-arthrotische Kniegelenke untersucht. Dies ist einerseits ein Nachteil, weil es nicht der relevanten Patientenpopulation entspricht. Andererseits kann es aber auch einen möglichen Vorteil darstellen, wenn angestrebt wird, die nicht-arthrotische Anatomie zu rekonstruieren.

Die Fallzahl erscheint für die Beantwortung der Haupthypothese ausreichend. Eine weitere Steigerung würde zwar die statistische Basis festigen und damit die Aussagekraft von Ergebnissen erhöhen, für die kein signifikanter geschlechtsspezifischer Unterschied gezeigt werden konnte. Die dabei möglicherweise detektierbaren Unterschiede wären jedoch kaum noch von klinischer Relevanz.

Ein systematischer Fehler durch die Datenerhebung durch eine einzige Person ist nicht auszuschließen, wurde jedoch durch eine Referenzmessung von zehn im Vorfeld zufällig ausgewählten Patienten zu  $< 2$  mm bzw.  $< 2^\circ$  im Vergleich mit einem weiteren Untersucher (G. Matziolis) bestimmt.

Bei den MRT-Aufnahmen handelt es sich nicht um Ganzbeinaufnahmen. Deshalb konnte die Resektion der Tibia streng genommen nicht senkrecht zur mechanischen Achse simuliert werden, sondern erfolgte senkrecht zur anatomischen Tibiaachse. Da diese jedoch für den Fall einer normalen Tibia, d. h. des Fehlens einer extraartikulären Deformität, identisch sind, erscheint diese Fehlerquelle vernachlässigbar. Überdies ist im Falle des Vorliegens einer extraartikulären Tibiadeformität auch das operative Vorgehen kontrovers: eine intraartikuläre Korrektur steht hier einer Umstellungsosteotomie und einer Endoprothese gegenüber.

## **5 Zusammenfassung**

Die vorliegende Arbeit sollte anhand magnetresonanztomographischer Aufnahmen einer hinreichend großen Zahl von Kniegelenken unterschiedliche Fragen der für die Endoprothetik relevanten Anatomie klären. Haupthypothese war die relevante und vom posterioren Slope abhängige Reduktion des tibialen Ansatzes des HKB bei Tibiaresektion. Hierfür konnte eine Verkleinerung des tibialen Ansatzes um ca. 50 % bei 0° Slope und 70 % bei 7° Slope gezeigt werden, so dass bei kreuzbanderhaltender Operationstechnik die Schonung des tibialen HKB-Ansatzes durch Belassen eines Knochenblockes empfohlen wird.

Als Nebenhypothesen wurden zusätzliche Landmarken zur Einstellung der tibialen und femoralen Rotation untersucht. Für das Tibiateil konnte gezeigt werden, dass die Berücksichtigung des Fibulaköpfchens, des Tuberkulum gerdiis und der Tuberositas tibiae zu einer hinreichend guten Approximation (ca.  $\pm 15^\circ$ ) der am weitesten etablierten anatomischen Landmarke führt. Für das Femurteil konnte ein enger Zusammenhang zwischen der Geometrie des distalen Femurs (mediale, laterale Facette und posteriore Kondylenachse) sowie der chirurgischen Epikondylenachse nachgewiesen werden (Approximation ca.  $\pm 5^\circ$ ). Sowohl die errechnete tibiale als auch femorale Landmarke können damit die bislang etablierten Techniken zur Rotations-einstellung nicht ersetzen, aber ergänzen.

Als letzte Nebenhypothese wurde die Geschlechtsabhängigkeit des posterioren femoralen Offsets (medial und lateral getrennt) untersucht und bestätigt. Im Gegensatz dazu zeigten sich die ermittelten posterioren Offsetindizes geschlechtsunabhängig und könnten als Referenzwerte für den Revisionsfall verwendet werden.

---

## **Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. med. Carsten Perka, der mir in seiner Klinik die Durchführung dieser Studie ermöglichte.

Für die gute Zusammenarbeit und die interessante Themenstellung danke ich in besonderem Maße Herrn Privatdozent Dr. med. Georg Matziolis. Mit großem Engagement, wertvollem Rat und fachlicher Unterstützung hat Herr Dr. Matziolis maßgeblich zum Gelingen der Arbeit beigetragen.

Weiterhin danke ich dem Institut für Radiologie der Charité Berlin und besonders Herrn Dr. Gerd Diederichs für die Bereitstellung der Daten.

Sehr herzlicher Dank gilt meinen Eltern, die mich in jeder erdenklichen Weise während des Zahnmedizinstudiums unterstützt haben sowie meinem Mann, der mir nicht nur während dieses Projektes mit Rat und Tat zur Seite stand.

---

## **Eidesstattliche Erklärung**

Ich, Saskia Mehlhorn, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Magnetresonanztomographische Analyse der endoprothetisch relevanten Kniegelenksanatomie“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Datum

Unterschrift

---

## **Lebenslauf**

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

---

## Literaturverzeichnis

- [1] Eulert, J. und Hassenpflug, J. (2000): Praxis der Knieendoprothetik, Springer, Berlin, Heidelberg, New York
- [2] BQS (2008): BQS-Qualitätsreport 2008, Veit, C.; Bauer, J.; Döbler, K. und Fischer, B., Düsseldorf, BQS Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung gGmbH
- [3] Callaghan, J. J. (1995): Orthopaedic Knowledge Update: Hip and Knee Reconstruction, 1. Auflage, Williams & Wilkins, Philadelphia, Lippincott
- [4] Saleh, K. J.; Dykes, D. C.; Tweedie, R. L.; Mohamed, K.; Ravichandran, A.; Saleh, R. M.; Gioe, T. J. und Heck, D. A. (2002): Functional outcome after total knee arthroplasty revision: a meta-analysis, J Arthroplasty (Band 17), Nr. 8, Seite 967-77
- [5] Mackay, D. C. und Siddique, M. S. (2003): The results of revision knee arthroplasty with and without retention of secure cemented femoral components, J Bone Joint Surg Br (Band 85), Nr. 4, Seite 517-20
- [6] SKAR (2009): Annual Report 2009, The Swedish Knee Arthroplasty Register, Lund, Sweden, Dept. of Orthopedics, Lund University Hospital
- [7] Ludolph, E. und Hierholzer, G. (1980): Brandverletzung des Kniegelenkes Anatomie und Biomechanik des Kapsel-Bandapparates am Kniegelenk, European Journal of Trauma (Band 6), Nr. 2, Seite 79-85
- [8] Schiebler, T. H.; Schmidt, W. und Zilles, K. (1999): Anatomie: Zytologie, Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen, 8. Auflage, Springer, Berlin Heidelberg New York
- [9] Waldeyer, A. und Mayet, A. (1980): Anatomie des Menschen 1: Allgemeine Anatomie, Rücken, Bauch, Becken, Bein, 14. Auflage, De Gruyter, Berlin Hamburg New York
- [10] Insall, J. N. und Scott, W. N. (2001): Surgery of the Knee, 3. Auflage, Churchill Livingstone
- [11] Amis, A. A.; Bull, A. M.; Gupte, C. M.; Hijazi, I.; Race, A. und Robinson, J. R. (2003): Biomechanics of the PCL and related structures: posterolateral, posteromedial and meniscomfemoral ligaments, Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (Band 11), Nr. 5, Seite 271-81
- [12] Amis, A. A.; Gupte, C. M.; Bull, A. M. und Edwards, A. (2006): Anatomy of the posterior cruciate ligament and the meniscomfemoral ligaments, Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (Band 14), Nr. 3, Seite 257-63
- [13] Krudwig, W. K. (1996): The functional anatomy of the human posterior cruciate ligament European Journal of Trauma (Band 22), Nr. 2, Seite 49-56
- [14] Schmickal, Th.; von Recum, J. und Hochstein, P. (2002): Anatomie, Biomechanik und Therapie der Verletzungen des hinteren Kreuzbands, Trauma und Berufskrankheit (Band 4), Nr. 1, Seite 13-19
- [15] Schewe, B. und Fritz, J. (2007): Die Rekonstruktion des hinteren Kreuzbandes Operationstechnik, SFA Arthroskopie Aktuell (Band 2007), Nr. 2007
- [16] Mihalko, W. M.; Creek, A. T.; Mary, M. N.; Williams, J. L. und Komatsu, D. E. (2011): Mechanoreceptors found in a posterior cruciate ligament from a well-functioning total knee arthroplasty retrieval, J Arthroplasty (Band 26), Nr. 3, Seite 504 e9-504 e12
- [17] Han, H. S.; Kang, S. B. und Yoon, K. S. (2007): High incidence of loosening of the femoral component in legacy posterior stabilised-flex total knee replacement, J Bone Joint Surg Br (Band 89), Nr. 11, Seite 1457-61
- [18] Akagi, M.; Mori, S.; Nishimura, S.; Nishimura, A.; Asano, T. und Hamanishi, C. (2005): Variability of extraarticular tibial rotation references for total knee arthroplasty, Clin Orthop Relat Res, Nr. 436, Seite 172-6
- [19] Graw, B. P.; Harris, A. H.; Tripuraneni, K. R. und Giori, N. J. (2010): Rotational references for total knee arthroplasty tibial components change with level of resection, Clin Orthop Relat Res (Band 468), Nr. 10, Seite 2734-8
- [20] Siston, R. A.; Goodman, S. B.; Patel, J. J.; Delp, S. L. und Giori, N. J. (2006): The high variability of tibial rotational alignment in total knee arthroplasty, Clin Orthop Relat Res (Band 452), Seite 65-9
- [21] Romero, J.; Stahelin, T.; Wyss, T. und Hofmann, S. (2003): Significance of axial rotation alignment of components of knee prostheses, Orthopade (Band 32), Nr. 6, Seite 461-8
- [22] Uehara, K.; Kadoya, Y.; Kobayashi, A.; Ohashi, H. und Yamano, Y. (2002): Bone anatomy and rotational alignment in total knee arthroplasty, Clin Orthop Relat Res, Nr. 402, Seite 196-201
- [23] Olcott, C. W. und Scott, R. D. (2000): A comparison of 4 intraoperative methods to determine femoral component rotation during total knee arthroplasty, J Arthroplasty (Band 15), Nr. 1, Seite 22-6
- [24] Newbern, D. G.; Faris, P. M.; Ritter, M. A.; Keating, E. M.; Meding, J. B. und Berend, M. E. (2006): A clinical comparison of patellar tracking using the transepicondylar axis and the posterior condylar axis, J Arthroplasty (Band 21), Nr. 8, Seite 1141-6

- 
- [25] Luring, C.; Perlick, L.; Bathis, H.; Tingart, M. und Grifka, J. (2007): The effect of femoral component rotation on patellar tracking in total knee arthroplasty, *Orthopedics* (Band 30), Nr. 11, Seite 965-7
- [26] Incavo, S. J.; Wild, J. J.; Coughlin, K. M. und Beynon, B. D. (2007): Early revision for component malrotation in total knee arthroplasty, *Clin Orthop Relat Res* (Band 458), Seite 131-6
- [27] Armstrong, A. D.; Brien, H. J.; Dunning, C. E.; King, G. J.; Johnson, J. A. und Chess, D. G. (2003): Patellar position after total knee arthroplasty: influence of femoral component malposition, *J Arthroplasty* (Band 18), Nr. 4, Seite 458-65
- [28] Kienapfel, H.; Springorum, H. P.; Ziegler, A.; Klose, K. J.; Georg, C. und Griss, P. (2003): Effect of rotation of the femoral and tibial components on patellofemoral malalignment in knee arthroplasty, *Orthopade* (Band 32), Nr. 4, Seite 312-8
- [29] Whiteside, L. A. und Arima, J. (1995): The anteroposterior axis for femoral rotational alignment in valgus total knee arthroplasty, *Clin Orthop Relat Res*, Nr. 321, Seite 168-72
- [30] Arima, J.; Whiteside, L. A.; McCarthy, D. S. und White, S. E. (1995): Femoral rotational alignment, based on the anteroposterior axis, in total knee arthroplasty in a valgus knee. A technical note, *J Bone Joint Surg Am* (Band 77), Nr. 9, Seite 1331-4
- [31] Hanada, H.; Whiteside, L. A.; Steiger, J.; Dyer, P. und Naito, M. (2007): Bone landmarks are more reliable than tensioned gaps in TKA component alignment, *Clin Orthop Relat Res* (Band 462), Seite 137-42
- [32] Kessler, O.; Patil, S.; Colwell, C. W., Jr. und D'Lima, D. D. (2008): The effect of femoral component malrotation on patellar biomechanics, *J Biomech* (Band 41), Nr. 16, Seite 3332-9
- [33] Victor, J.; Van Doninck, D.; Labey, L.; Van Glabbeek, F.; Parizel, P. und Bellemans, J. (2009): A common reference frame for describing rotation of the distal femur: a ct-based kinematic study using cadavers, *J Bone Joint Surg Br* (Band 91), Nr. 5, Seite 683-90
- [34] Victor, J. (2009): Rotational alignment of the distal femur: a literature review, *Orthop Traumatol Surg Res* (Band 95), Nr. 5, Seite 365-72
- [35] Scuderi, G. R.; Komistek, R. D.; Dennis, D. A. und Insall, J. N. (2003): The impact of femoral component rotational alignment on condylar lift-off, *Clin Orthop Relat Res*, Nr. 410, Seite 148-54
- [36] Insall, J. N.; Scuderi, G. R.; Komistek, R. D.; Math, K.; Dennis, D. A. und Anderson, D. T. (2002): Correlation between condylar lift-off and femoral component alignment, *Clin Orthop Relat Res*, Nr. 403, Seite 143-52
- [37] Stiehl, J. B. und Abbott, B. D. (1995): Morphology of the transepicondylar axis and its application in primary and revision total knee arthroplasty, *J Arthroplasty* (Band 10), Nr. 6, Seite 785-9
- [38] Classen, T.; Wegner, A.; Muller, R. D. und Knoch, M. V. (2009): Accuracy of Rotational Positioning of the Femoral Component Using the Tibial-Cut-First Technique, *Z Orthop Unfall*
- [39] Walde, T. A.; Bussert, J.; Sehmisch, S.; Balcarek, P.; Sturmer, K. M.; Walde, H. J. und Frosch, K. H. (2010): Optimized functional femoral rotation in navigated total knee arthroplasty considering ligament tension, *Knee* (Band 17), Nr. 6, Seite 381-6
- [40] Heesterbeek, P. J.; Jacobs, W. C. und Wymenga, A. B. (2009): Effects of the balanced gap technique on femoral component rotation in TKA, *Clin Orthop Relat Res* (Band 467), Nr. 4, Seite 1015-22
- [41] Gejo, R.; McGarry, M. H.; Jun, B. J.; Hofer, J. K.; Kimura, T. und Lee, T. Q. (2010): Biomechanical effects of patellar positioning on intraoperative knee joint gap measurement in total knee arthroplasty, *Clin Biomech* (Bristol, Avon) (Band 25), Nr. 4, Seite 352-8
- [42] Arabori, M.; Matsui, N.; Kuroda, R.; Mizuno, K.; Doita, M.; Kurosaka, M. und Yoshiya, S. (2008): Posterior condylar offset and flexion in posterior cruciate-retaining and posterior stabilized TKA, *J Orthop Sci* (Band 13), Nr. 1, Seite 46-50
- [43] Bellemans, J.; Banks, S.; Victor, J.; Vandenuecker, H. und Moemans, A. (2002): Fluoroscopic analysis of the kinematics of deep flexion in total knee arthroplasty. Influence of posterior condylar offset, *J Bone Joint Surg Br* (Band 84), Nr. 1, Seite 50-3
- [44] Massin, P. und Gournay, A. (2006): Optimization of the posterior condylar offset, tibial slope, and condylar roll-back in total knee arthroplasty, *J Arthroplasty* (Band 21), Nr. 6, Seite 889-96
- [45] Seo, S. S.; Ha, D. J.; Kim, C. W. und Choi, J. S. (2009): Effect of posterior condylar offset on cruciate-retaining mobile TKA, *Orthopedics* (Band 32), Nr. 10 Suppl, Seite 44-8
- [46] Hanratty, B. M.; Thompson, N. W.; Wilson, R. K. und Beverland, D. E. (2007): The influence of posterior condylar offset on knee flexion after total knee replacement using a cruciate-sacrificing mobile-bearing implant, *J Bone Joint Surg Br* (Band 89), Nr. 7, Seite 915-8
- [47] Ishii, Y.; Noguchi, H.; Takeda, M.; Ishii, H. und Toyabe, S. (2011): Changes in the medial and lateral posterior condylar offset in total knee arthroplasty, *J Arthroplasty* (Band 26), Nr. 2, Seite 255-9
- [48] Matziolis, G. (2010): DICOM-Vermesser, v1.0
- [49] van den Boom, L. G.; Brouwer, R. W.; van den Akker-Scheek, I.; Bulstra, S. K. und van Raaij, J. J. (2009): Retention of the posterior cruciate ligament versus the posterior stabilized design in total knee
-

- 
- arthroplasty: a prospective randomized controlled clinical trial, *BMC Musculoskelet Disord* (Band 10), Seite 119
- [50] Jacobs, W. C.; Clement, D. J. und Wymenga, A. B. (2005): Retention versus sacrifice of the posterior cruciate ligament in total knee replacement for treatment of osteoarthritis and rheumatoid arthritis, *Cochrane Database Syst Rev*, Nr. 4, Seite CD004803
- [51] Lombardi, A. V., Jr. und Berend, K. R. (2006): Posterior cruciate ligament-retaining, posterior stabilized, and varus/valgus posterior stabilized constrained articulations in total knee arthroplasty, *Instr Course Lect* (Band 55), Seite 419-27
- [52] Harner, C. D.; Vogrin, T. M.; Hoher, J.; Ma, C. B. und Woo, S. L. (2000): Biomechanical analysis of a posterior cruciate ligament reconstruction. Deficiency of the posterolateral structures as a cause of graft failure, *Am J Sports Med* (Band 28), Nr. 1, Seite 32-9
- [53] Scott, R. D. (1982): Duopatellar total knee replacement: the Brigham experience, *Orthop Clin North Am* (Band 13), Nr. 1, Seite 89-102
- [54] Andriacchi, T. P. (1988): Biomechanics and gait analysis in total knee replacement, *Orthop Rev* (Band 17), Nr. 5, Seite 470-3
- [55] Soudry, M.; Walker, P. S.; Reilly, D. T.; Kurosawa, H. und Sledge, C. B. (1986): Effects of total knee replacement design on femoral-tibial contact conditions, *J Arthroplasty* (Band 1), Nr. 1, Seite 35-45
- [56] Andriacchi, T. P.; Stanwyck, T. S. und Galante, J. O. (1986): Knee biomechanics and total knee replacement, *J Arthroplasty* (Band 1), Nr. 3, Seite 211-9
- [57] Dorr, L. D.; Scott, R. D. und Ranawat, C. S. (1985): Importance of retention of the posterior cruciate ligament, Ranawat, C. S., *Total condylar knee arthroplasty* Seite 197-202, Springer, Berlin Heidelberg New York
- [58] Andriacchi, T. P. und Galante, J. O. (1988): Retention of the posterior cruciate in total knee arthroplasty, *J Arthroplasty* (Band 3 Suppl), Seite S13-9
- [59] Laskin, R. S. und O'Flynn, H. M. (1997): The Insall Award. Total knee replacement with posterior cruciate ligament retention in rheumatoid arthritis. Problems and complications, *Clin Orthop Relat Res*, Nr. 345, Seite 24-8
- [60] Lonner, J. H. und Scott, R. D. (1997): Posterior cruciate ligament recession in primary total knee arthroplasty with severe fixed varus or valgus deformity, *Interim Meeting of the Knee Society*, New York
- [61] Mahoney, O. M.; Noble, P. C.; Rhoads, D. D.; Alexander, J. W. und Tullos, H. S. (1994): Posterior cruciate function following total knee arthroplasty. A biomechanical study, *J Arthroplasty* (Band 9), Nr. 6, Seite 569-78
- [62] Dennis, D. A.; Komistek, R. D.; Hoff, W. A. und Gabriel, S. M. (1996): In vivo knee kinematics derived using an inverse perspective technique, *Clin Orthop Relat Res*, Nr. 331, Seite 107-17
- [63] Dennis, D. A.; Komistek, R. D.; Colwell, C. E., Jr.; Ranawat, C. S.; Scott, R. D.; Thornhill, T. S. und Lapp, M. A. (1998): In vivo anteroposterior femorotibial translation of total knee arthroplasty: a multicenter analysis, *Clin Orthop Relat Res*, Nr. 356, Seite 47-57
- [64] Dennis, D. A.; Komistek, R. D.; Mahfouz, M. R.; Haas, B. D. und Stiehl, J. B. (2003): Multicenter determination of in vivo kinematics after total knee arthroplasty, *Clin Orthop Relat Res*, Nr. 416, Seite 37-57
- [65] Zelle, J.; Heesterbeek, P. J.; De Waal Malefijt, M. und Verdonschot, N. (2010): Numerical analysis of variations in posterior cruciate ligament properties and balancing techniques on total knee arthroplasty loading, *Med Eng Phys* (Band 32), Nr. 7, Seite 700-7
- [66] Colizza, W. A.; Insall, J. N. und Scuderi, G. R. (1995): The posterior stabilized total knee prosthesis. Assessment of polyethylene damage and osteolysis after a ten-year-minimum follow-up, *J Bone Joint Surg Am* (Band 77), Nr. 11, Seite 1713-20
- [67] Hirsch, H. S.; Lotke, P. A. und Morrison, L. D. (1994): The posterior cruciate ligament in total knee surgery. Save, sacrifice, or substitute?, *Clin Orthop Relat Res*, Nr. 309, Seite 64-8
- [68] Ranawat, C. S.; Luessenhop, C. P. und Rodriguez, J. A. (1997): The press-fit condylar modular total knee system. Four-to-six-year results with a posterior-cruciate-substituting design, *J Bone Joint Surg Am* (Band 79), Nr. 3, Seite 342-8
- [69] Schurman, D. J.; Matityahu, A.; Goodman, S. B.; Maloney, W.; Woolson, S.; Shi, H. und Bloch, D. A. (1998): Prediction of postoperative knee flexion in Insall-Burstein II total knee arthroplasty, *Clin Orthop Relat Res*, Nr. 353, Seite 175-84
- [70] Schuster, A. J.; von Roll, A. L.; Pfluger, D. und Wyss, T. (2011): Anteroposterior stability after posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*
- [71] Ishii, Y.; Noguchi, H.; Takeda, M.; Sato, J. und Toyabe, S. I. (2011): Prediction of range of motion 2 years after mobile-bearing total knee arthroplasty: PCL-retaining versus PCL-sacrificing, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*
-

- 
- [72] Suggs, J. F.; Kwon, Y. M.; Durbhakula, S. M.; Hanson, G. R. und Li, G. (2009): In vivo flexion and kinematics of the knee after TKA: comparison of a conventional and a high flexion cruciate-retaining TKA design, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (Band 17), Nr. 2, Seite 150-6
- [73] Barnes, C. L.; Iwaki, H.; Minoda, Y.; Green, J. M., 2nd und Obert, R. M. (2010): Analysis of sex and race and the size and shape of the distal femur using virtual surgery and archived computed tomography images, *J Surg Orthop Adv* (Band 19), Nr. 4, Seite 200-8
- [74] Matziolis, G.; Kroker, D.; Weiss, U.; Tohtz, S. und Perka, C. (2007): A prospective, randomized study of computer-assisted and conventional total knee arthroplasty. Three-dimensional evaluation of implant alignment and rotation, *J Bone Joint Surg Am* (Band 89), Nr. 2, Seite 236-43
- [75] Huddleston, J. I.; Scott, R. D. und Wimberley, D. W. (2005): Determination of neutral tibial rotational alignment in rotating platform TKA, *Clin Orthop Relat Res* (Band 440), Seite 101-6
- [76] Nagamine, R.; Miyanishi, K.; Miura, H.; Urabe, K.; Matsuda, S. und Iwamoto, Y. (2003): Medial torsion of the tibia in Japanese patients with osteoarthritis of the knee, *Clin Orthop Relat Res*, Nr. 408, Seite 218-24
- [77] Ikeuchi, M.; Yamanaka, N.; Okanou, Y.; Ueta, E. und Tani, T. (2007): Determining the rotational alignment of the tibial component at total knee replacement: a comparison of two techniques, *J Bone Joint Surg Br* (Band 89), Nr. 1, Seite 45-9
- [78] Middleton, F. R. und Palmer, S. H. (2007): How accurate is Whiteside's line as a reference axis in total knee arthroplasty?, *Knee* (Band 14), Nr. 3, Seite 204-7
- [79] Jenny, J. Y. und Boeri, C. (2004): Low reproducibility of the intra-operative measurement of the transepicondylar axis during total knee replacement, *Acta Orthop Scand* (Band 75), Nr. 1, Seite 74-7
- [80] Jerosch, J.; Peuker, E.; Philipps, B. und Filler, T. (2002): Interindividual reproducibility in perioperative rotational alignment of femoral components in knee prosthetic surgery using the transepicondylar axis, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (Band 10), Nr. 3, Seite 194-7
- [81] Matziolis, G.; Kroker, D.; Tohtz, S. und Perka, C. (2006): Variance of identification of femoral epicondyles in navigated total knee arthroplasty, *Orthopade* (Band 35), Nr. 8, Seite 848-52
- [82] Malviya, A.; Lingard, E. A.; Weir, D. J. und Deehan, D. J. (2009): Predicting range of movement after knee replacement: the importance of posterior condylar offset and tibial slope, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (Band 17), Nr. 5, Seite 491-8